

30362  
1



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO**

**FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES  
IZTACALA  
MAESTRIA EN NEUROCIENCIAS**

**“ANÁLISIS ELECTROENCEFALOGRÁFICO  
DE LA ACTIVIDAD COGNOSCITIVA  
ENTRE RESPUESTAS CORRECTAS E  
INCORRECTAS EN ADULTOS JÓVENES”**

**T E S I S**  
QUE PARA OBTENER EL GRADO DE

**MAESTRO EN NEUROCIENCIAS**

**PRESENTA:**

**BIOL. JORGE RICARDO GERSENOWIES RODRIGUEZ**

**Nº DE CUENTA: 7741652-2**

**DIRECTORA DE TESIS:**

**DRA. THALÍA FERNÁNDEZ HARMONY**

**LOS REYES IZTACALA, ESTADO DE MÉXICO NOVIEMBRE DE 2003**



**IZTACALA**

Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la UNAM a difundir en formato electrónico e impreso el contenido de mi trabajo académico.

Nombre: \_\_\_\_\_  
Fecha: \_\_\_\_\_  
Firma: \_\_\_\_\_

**TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN**

**A**



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 esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

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

**PAGINACION**

**DISCONTINUA**

El estudio del cerebro es una de las últimas fronteras del conocimiento humano y de una importancia mucho más inmediata que entender la infinidad del espacio o el misterio del átomo. Porque sin la descripción del cerebro, sin una descripción de las fuerzas que modelan la conducta humana nunca podrá haber una nueva ética verdaderamente objetiva, basada en las necesidades y los derechos del hombre. Necesitamos esa nueva ética si hemos de superar la intolerancia de la indiferencia que ha atrincherado a la sociedad en el dogma y la discriminación y disipar la falacia naturalista de argumentar que la manera en la que nos comportamos es la manera en la que debemos obligadamente de comportarnos [...] El cerebro luchando por entender el cerebro es la propia sociedad tratando de entenderse a sí misma.

(Blackmore, 1976)

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

**En memoria de mis padres:  
Simón, Bertha, Quirino y Colombia.**

**A mi familia  
Ángeles, mi esposa, amiga y maravillosa compañera.  
Jorge, Carlos y Lev, mis hijos, razón de mi ser.  
Simón, Rubén y Silvia, mis hermanos.**

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

c

## Agradecimientos

Quiero agradecer a mi esposa e hijos, por su apoyo incondicional en la elaboración de este trabajo y los momentos maravillosos que día a día vivo con ellos.

A la Dra. Thalía Fernández Harmoni (Thalita), mi directora de tesis, por su apoyo y guía durante la elaboración del presente trabajo.

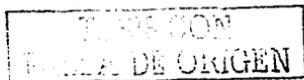
Al Dr. Ignacio Peñalosa Castro, por su apoyo para poder llevar a cabo y concluir mis estudios de maestría.

A mis maestros, Dra. Thalía Fernández, Dra. Erzsebet Marosi, Dr. Mario Rodríguez, M. en C. Alfonso Reyes, Dr. Jorge Bernal, Dra. Ma. Guillermina Yañez y Dr. Fernando García y por sus valiosas enseñanzas.

A mis hermanos Simón y Rubén, por ayudarme en la búsqueda del material bibliográfico esencial para llevar a feliz término el presente trabajo.

A mis sinodales, Dra. Thalía Fernández, Dra. Erzsebet Marosi, Dr. Mario Rodríguez, M. en C. Alfonso Reyes y Dr. Efraín Santiago por sus valiosas sugerencias en el proceso de revisión del presente trabajo.

A la FES Iztacala UNAM, mi *alma mater*, por todo el bien que me ha dado en estos 28 años que he estado en ella.



## INDICE

0.- Resumen.....	1
I.- Introducción.....	2
II.- Antecedentes.....	9
II.I.- Antecedentes Históricos.....	9
II.II.- Potenciales eléctricos cerebrales.....	17
II.III.- Generación del EEG.....	23
II.III.1.- El modelo no-lineal de Freeman para la neocorteza.....	23
II.III.1.1.- Unidad básica de oscilación.....	24
II.III.1.2.- Relación no-lineal onda / disparo.....	25
II.III.1.3 Dinámica Caótica Locales.....	26
II.III.1.4.- Dinámica caótica global.....	27
II.III.2.- Modelo lineal de Nunez para el EEG neocortical.....	27
II.III.3.- Modelo estocástico de Wright (1996) para la Actividad electrocortical.....	29
II.III.3.1 Suposiciones Básicas.....	29
II.III.3.2 Consecuencias.....	30
II.III.3.3 Pruebas.....	31
II.III.4.- Substrato morfofisiológico del EEG.....	33
II.IV.- Medición del EEG.....	35
II.V.- Ritmos característicos del EEG.....	36
II.VI.- Factores que afectan al EEG.....	40
II.VII.- Métodos de análisis de la señal de EEG.....	40
II.VII.1.- Análisis en el dominio temporal.....	40
II.VII.2.- Análisis o en el dominio de la frecuencia o análisis espectral.....	42
II.VII.3.- Cuantificación del EEG mediante sistemas de descripción de la morfología de la onda.....	44

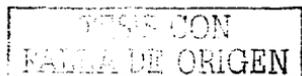
TRABAJE CON  
FOLIA DE ORIGEN

II.VIII.- EEG y su relación con la ejecución de tareas.....	44
II.VIII.1.- El estudio de la función cerebral a través de tareas.....	44
II.VIII.2.- EEG durante la realización de tareas.....	53
II.VIII.3.- EEG previo a la realización de tareas.....	56
II.IX.- Error en la ejecución de tareas.....	59
III.- Hipótesis.....	60
IV.- Método.....	62
IV.I.- Sujetos .....	62
IV.II.- Tareas .....	62
IV.III.- Registro del EEG.....	64
IV.IV.- Edición y análisis del EEG .....	65
IV.V.- Análisis estadístico .....	66
IV.V.1.- Prueba de Normalidad .....	67
IV.V.2.- Análisis de las diferencias entre el EEG previo al estímulo contexto cuando la respuesta fue correcta contra el EEG previo al estímulo contexto cuando la respuesta fue incorrecta.....	67
IV.V.3.- Análisis de las diferencias entre el EEG durante la realización de la tarea cuando la respuesta fue correcta contra el EEG durante la realización de la tarea cuando la respuesta fue incorrecta .....	68
IV.V.4.- Análisis de las diferencias entre el EEG previo al estímulo contexto cuando las respuestas fueron correctas contra el EEG durante la realización de la tarea cuando las respuestas fueron correctas.....	68

HECHO CON  
FOLIO DE ORIGEN

IV.V.5.- Análisis del coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG previo al estímulo contexto (reposo expectante) contra el EEG previo al estímulo prueba (realización de la tarea) cuando las respuestas fueron correctas.....	68
IV.V.6.- Análisis del coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG previo al estímulo contexto contra el EEG previo al estímulo prueba cuando las respuestas fueron incorrectas. ....	70
IV. V. 7.- Análisis de las diferencias del coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG previo al estímulo contexto y el EEG previo al estímulo prueba cuando las respuestas fueron correctas vs. el coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG previo al estímulo contexto y el EEG previo al estímulo prueba cuando las respuestas fueron incorrectas.....	70
IV. V. 8.- Análisis conductual durante las tareas.....	71
V.- Resultados.....	73
V.I.- Análisis de las diferencias entre el EEG previo al estímulo contexto cuando la respuesta fue correcta contra el EEG previo al estímulo contexto cuando la respuesta fue incorrecta.....	74
V.II.- Análisis de las diferencias entre el EEG cuando la respuesta fue correcta y el EEG cuando la respuesta fue incorrecta durante la realización de la tarea.....	77
V.III.- Determinación de la existencia de diferencias entre el EEG previo al estímulo contexto y el EEG durante la realización de la tarea cuando las respuestas fueron correctas.....	80

V.IV.- Determinación del coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG de la actividad previa al estímulo contra el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue correcta y la determinación del coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG de la actividad previa al estímulo contra el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución incorrecta....	86
V.V.- Análisis de las diferencias entre el coeficiente de correlación de Pearson entre la actividad previa al estímulo y la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue correcta y el coeficiente de correlación de Pearson entre la actividad previa al estímulo y la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue incorrecta.....	94
V.VI.- Análisis conductual durante las tareas.....	97
VI.- Discusión .....	100
VI.I.- Análisis de las diferencias entre el EEG previo al estímulo contexto cuando la respuesta fue correcta contra el EEG previo al estímulo contexto cuando la respuesta fue incorrecta.....	100
VI.II.- Análisis de las diferencias en el EEG cuando la respuesta fue correcta contra el EEG cuando la respuesta fue incorrectas durante la realización de la tarea.....	102
VI.III.- Determinación de la existencia de diferencias entre el EEG previo al estímulo contexto y el EEG durante la realización de la tarea cuando las respuestas fueron correctas.....	104
VI.IV.- Determinación del coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG la actividad previa al estímulo contexto contra el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue correcta y del coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG la actividad previa al estímulo contexto contra el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue incorrecta.....	108



VI.V.- Análisis de las diferencias entre el coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG la actividad previa al estímulo contexto contra el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue correcta y el coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG la actividad previa al estímulo contexto contra el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue incorrecta.....	109
VI. VI.- Análisis conductual durante las tareas.....	111
VI.VII.-Panorama integral de los resultados obtenidos.....	112
VII.- Conclusiones.....	118
VIII.- Bibliografía.....	120



## RESUMEN

A 24 jóvenes voluntarios de sexo masculino se les registró el electroencefalograma (EEG) durante la realización de tres tareas: SUMA, ORIENTACIÓN ESPACIAL y MEMORIA DE TRABAJO VERBAL, las cuales diferían exclusivamente en la instrucción que se daba al sujeto. Se obtuvieron la PA del EEG previo a la presentación del estímulo y la PA del EEG durante la realización de la tarea, tanto para la ejecución correcta como para la incorrecta. Los resultados permiten afirmar que:

Cuando la ejecución es correcta hay una mayor supresión de la actividad rápida y un incremento de la actividad lenta, localizada según la tarea.

La ejecución correcta, también esta asociada con una menor actividad delta en el estado previo, en comparación al mismo estado con ejecución incorrecta.

Existe alta correlación de la PA entre el estado previo a la tarea y durante su realización, siendo significativamente mayor en ejecución correcta, localizada según la tarea.

## I.- Introducción.

Uno de los retos más grandes e interesantes que enfrenta en la actualidad la ciencia es, sin lugar a dudas, la comprensión del funcionamiento del cerebro humano (Bunge, 1999; Mora, 1995, 2001). Bajo la premisa de que el cerebro es capaz de conocer al cerebro (Hubel, 1980; Eccles, 1988), los neurocientíficos se han comprometido con la tarea de sacar a la luz de la comprensión humana, el funcionamiento de uno de los órganos más complejos que se ha desarrollado en el transcurso de 520 millones de años de evolución (Mora, 2001). La complejidad del cerebro humano es tal, que muchos autores se han referido a él utilizando metáforas, así Sherrington lo consideró como un "... telar mágico en el que millones de cintilantes lanzaderas entretejen un vago diseño, siempre significativo pero nunca permanente" (Aréchiga, 2000). También se le puede considerar como una computadora sumamente sofisticada o como los 1300 g de la materia más compleja de la Tierra. Esto ha llevado a un sorprendente desarrollo de las neurociencias en la última década del siglo veinte (Rowe et al., 2001).

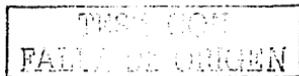
Sin embargo, el cerebro humano es fruto de la evolución orgánica (Smith, 1987; Butler y Hodos, 1996), según lo cual es válida la posición de Sperry. En 1952, Roger Sperry escribió un ilustrativo ensayo sobre las estrategias de experimentación en neurociencias que todavía merece nuestra consideración. Su interés se centraba específicamente en el problema filosófico mente-cuerpo: ¿cuál es la mejor forma de entender la relación entre los procesos mentales, evidentes en la experiencia consciente, y la naturaleza y función de nuestros yos corpóreos? (Mora, 1995; Vila Castellar, 1996).

Sperry señala que "la persona de a pie asume normalmente que el trabajo más importante del cerebro es la fabricación de ideas, sensaciones, imágenes y sentimientos, el almacenamiento de recuerdos...". Así, los cimientos físicos de tales producciones se conciben como "una especie de

producto final que fosforece en el interior del neocórtex o que emana de sus circunvoluciones". Esta descripción podría igualmente describir las expectativas de muchos científicos contemporáneos que buscan en el cerebro el ojo de la mente, el reino de las emociones o el asiento de la razón (Mora, 2001, 2002; Damasio, 1996, 2000, 2003).

En los cincuentas, la mayoría de los neurocientíficos, como afirmó Sperry, se acercaban al problema de la mente tomando como punto de partida su lado sensorial o aferente. Es decir, seguían vías neurales desde sus órganos sensoriales hasta las áreas receptoras sensoriales del neocórtex y más allá de éste, buscando en la experiencia perceptual alguna forma de conversión de la corriente natural de impulsos neurales en una representación e interpretación del mundo. Sperry, sin embargo, propuso un camino alternativo para acercarse a la mente a través del cerebro, dando con ello una visión diferente de la mente, y sostuvo que esta visión era potencialmente más productiva para un verdadero conocimiento científico (Vila Castellar, 1996).

En opinión de Sperry, el cerebro no evolucionó para producir vida mental. "El cerebro de los vertebrados fue originalmente diseñado para regular conductas manifiestas y no actuaciones mentales". Sperry fue más allá argumentando que esta organización, orientada en dirección eefectora, continúa caracterizando la arquitectura cerebral en especies más complejas. "En los humanos, como en la salamandra, la tarea primaria del cerebro continúa siendo el gobierno, directo o indirecto, de conductas manifiestas". Hay escasa evidencia anatómica de estructuras cerebrales que participen únicamente para "formar, catalogar, almacenar o emanar copias o representaciones", mientras que, como Sperry sugiere, "en las complicadas asociaciones de fibras y en las interconexiones centrales del cerebro, existe un diseño delineado a través de todo él para gobernar la excitación en las vías finales comunes (motoras o glandulares)" (Mora, 2001, 2002; Damasio, 1996, 2000, 2003).



Desde esta perspectiva, el desarrollo de un cerebro de gran tamaño habría evolucionado para aportar refinamiento adicional a la conducta. Así, en el cerebro se desarrollarían circuitos que permiten la inhibición, la orientación hacia futuras metas, la internalización de aprendizajes costosos mediante ensayo y error; en suma, un incremento en la habilidad adaptativa general y un aumento en la capacidad para la supervivencia (Vila Castellar, 1996).

Este enfoque conlleva una estrecha asociación entre acontecimientos eferentes y actividad mental: "Los procesos sensoriales y asociativos, ya sean conscientes o inconscientes, están forzados a converger y a entrelazarse en el cerebro con los patrones motores... No existen planos limitrofes en el cerebro que los separen... los patrones mentales y motores deben integrarse, formar redes y entrelazarse". Los patrones cerebrales producen inevitablemente series eferentes de contracciones musculares y/o secreciones glandulares (Vila Castellar, 1996; Ramachandra y Blakeslee, 1999).

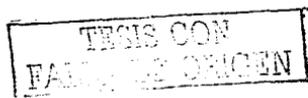
En este punto es importante señalar que, desde el punto de vista de la evolución, los animales con éxito no requieren capacidad de aprendizaje, siempre que su conducta estereotipada se adapte a las exigencias ambientales; de hecho, los organismos más exitosos sobre el planeta desde el punto de vista evolutivo son las bacterias, quienes se han adaptado a casi todos los ambientes, llegando a sobrevivir en el espacio y ellas no presentan un aprendizaje significativo (Alberts, et al. 1999). La evolución del aprendizaje supone grandes costos (por ejemplo, la necesidad de los padres de adiestrar a su descendencia va en detrimento de su propio bienestar, planteando así un riesgo para la supervivencia de ellos mismos). Sin embargo, el aprendizaje ha evolucionado de forma independiente en muchas criaturas que han adquirido comportamientos complejos asociados siempre a un mayor grado de cerebralización, como es el caso de los Elasmobranchios, Aves y Mamíferos (Northcutt, 1984; Butler y Hodos, 1996; Mora, 2001; Delius, et al. 2001). El motivo más probable de esto es que una

mayor masa cerebral ayuda a los organismos a adaptarse a cambios repentinos e imprevisibles en el ambiente. Si pueden desarrollar nuevas estrategias conductuales mediante el proceso de aprendizaje, estos individuos se encuentran en ventaja desde el punto de vista de la selección natural en relación con otros que carecen de capacidad para modificar drásticamente su conducta como son las esponjas y las ascidias. Indudablemente, este proceso de cerebralización esta en íntima relación con un mayor poder de aprendizaje y plasticidad conductual (Tarpy, 2000; Delius, 2001, 2002).

Bajo el supuesto de que el cerebro humano se originó a través de la selección, existen puntos oscuros cuando se quiere explicar su evolución, algunos de ellos son los comportamientos complejos que surgieron, tales como la lectura y la escritura, la habilidad musical, las habilidades matemáticas y los prejuicios morales, que parecen ser superfluos en cuanto a supervivencia se refiere. El problema es tan complejo, que Wallace (quién junto con Darwin propuso la teoría de la evolución por selección natural) lo tomó como prueba de la existencia de Dios (Flores, 1999). En lo particular, considero que el ser humano tiene una capacidad de aprendizaje y plasticidad conductual más desarrollada, porque en algún momento se extinguieron sus depredadores naturales, y porque el medio ha sido más benigno en los últimos 45 siglos. La explicación podría ser muy simple, el ser humano se originó en periodos donde las fuerzas de selección fueron muy limitantes con un depredador muy activo, posiblemente el tigre diente de sable o el oso de las cavernas, y un ambiente con escasos alimentos (existieron numerosas glaciaciones), se puede especular que el éxito de las poblaciones humanas radicó en que pudieron enfrentar su ecosistema victoriosamente utilizando por completo sus capacidades, el cerebro debió tener funciones que le permitieron al ser humano ser más astuto que sus depredadores y más eficaz para la obtención del alimento (Delius, 2002; Gibson, 2002). En algún momento sus depredadores se extinguieron, y el clima permitió la producción de una

mayor cantidad de alimento. En este momento fue cuando, posiblemente, las condiciones permitieron liberar cierta capacidad cerebral de la presión de selección a que había sido sometida por su entorno, la cual constituye el sustrato sobre el que se cimentaron la cultura y las ciencias humanas. Esta explicación nos da una imagen del cerebro radicalmente distinta, que va de un órgano perfectamente adaptado para una función (sobrevivir) a otro que está utilizando sus capacidades liberadas en actividades cognitivas de reciente adquisición, las cuales han sido seleccionadas por la evolución cultural de la humanidad. Sin embargo, al no tener estas actividades cognitivas una relevancia particular en el proceso de selección natural, pueden realizarse de manera incorrecta, es decir, nadie muere cuando comete un error en alguna operación matemática, al hablar o escribir, etc. Considerando a un cerebro cuyas funciones emergentes no necesariamente evolucionaron por un mecanismo de selección natural, tenemos otro modelo de la mente, lo cual sugiere una estrategia diferente de investigación psicofisiológica. Mientras que la noción de pensamiento y sentimiento como productos finales invitan al investigador a concebir el mundo tal como es, analizado por nuestros órganos sensoriales, y a seguir una vía aferente hasta su representación en el cerebro, la concepción de Sperry sugiere más bien que podemos empezar con la salida conductual del cerebro y que nuestro camino hacia el origen de la mente debería realizarse siguiendo la corriente eferente (Vila Castellar, 1996; Rowe, et al. 2001).

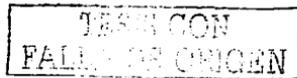
Existen diferentes formas metodológicas para estudiar el funcionamiento cerebral, de las cuales consideraremos a dos: La Psicofisiología y la Psicología fisiológica. La Psicofisiología se diferencia de la Psicología fisiológica por el tipo de variables independientes que utiliza; por respetar la integridad anatómica y fisiológica del organismo, esté sano o enfermo, al registrar su actividad fisiológica desde la superficie de la piel, o desde cavidades naturales comunicadas con el exterior; por utilizar en sus investigaciones datos obtenidos preferentemente en la especie humana, y



por perseguir fines distintos. La Psicología fisiológica trata de averiguar la base orgánica de la conducta, para lo cual altera el organismo, generalmente en alguna parte de su sistema nervioso, con lesiones anatómicas, estimulaciones artificiales no fisiológicas o administración de drogas, y registra los cambios de comportamiento que siguen a la alteración funcional provocada. En cambio, la Psicofisiología utiliza como variables independientes manipulaciones psicológicas de muy diversa índole, desde estimulaciones sensoriales simples hasta complejas interacciones sociales capaces de cambiar el significado de una situación y el estado de ánimo del sujeto, y observa y registra los cambios aparecidos en el funcionamiento del organismo (Carretié e Iglesias, 1997).

Para hacer converger sus propósitos, los neurofisiólogos han diseñado diferentes estrategias metodológicas: a) las invasivas, que afectan o alteran de alguna forma al cerebro y observan los fenómenos que genera, por ejemplo el registro intracelular, el estudio de rebanadas de cerebro y el estudio de las lesiones selectivas de áreas cerebrales por medios químicos o mecánicos, entre otras, y b) las no invasivas, que estudian algunas de las cualidades del cerebro en su conjunto, como son la electroencefalografía, la magnetoencefalografía, la resonancia magnética nuclear simple y funcional y la tomografía por emisión de positrones por mencionar algunas de las más importantes (Brailowsky, 1995; Chen, et al. 2002).

El empleo de alguna de las dos estrategias involucra una de las dos posiciones metodológicas distintas para abordar el estudio de las funciones cerebrales. La estrategia que utiliza técnicas invasivas presupone que el estudio de las funciones en las fracciones aisladas del encéfalo permite al sumarlas la comprensión plena de la actividad cerebral. Mientras que la estrategia que utiliza metodologías no invasivas considera que el cerebro posee propiedades emergentes las cuales son algo más que la suma de las partes y son el reflejo de la organización funcional total del cerebro. Sin embargo, hay excepciones a estas posiciones (Ramachandra y Blakelee, 1999).



Una de las formas no invasivas de estudiar al cerebro humano es a través del estudio de la actividad eléctrica espontánea que genera, la cual permite explorar tanto su integridad funcional como su participación en actividades cognitivas (García y Bruño 1980; Harmony et al., 1996; Rosso, et al, 2002). Esta técnica es conocida como electroencefalografía y al registro obtenido se le denomina electroencefalograma (EEG). El EEG se ha usado tradicionalmente como un medio de exploración que ayuda al diagnóstico de diferentes disfunciones cerebrales como son la epilepsia, el coma y la muerte cerebral. En investigación es utilizado para la evaluación de diversos procesos cognitivos, como son la memoria, la atención selectiva, el lenguaje, etc. (Harmony, 1994; Harmony et al., 1996, 1999 ). En el presente trabajo, se explora la actividad eléctrica cerebral relacionada con 3 tareas mentales que incluyen procesos cognitivos diferentes, utilizando como herramienta el registro electroencefalográfico previo a la realización de cada tarea mental y el registro electroencefalográfico durante la ejecución de dicha tarea, comparando la actividad electroencefalográfica cuando las respuestas son correctas y cuando son incorrectas. Con ello se pretende obtener evidencia que nos permita profundizar en el conocimiento del funcionamiento cerebral cuando se ejecuta una tarea.

## II.- Antecedentes.

### II.1.- Antecedentes Históricos:

Las primeras evidencias de la existencia de la actividad eléctrica cerebral espontánea fueron proporcionadas por Richard Caton (1842-1926) (Fig.1), físico practicante en Liverpool quien tenía un profundo interés en los fenómenos electrofisiológicos y exploró el fenómeno eléctrico del cerebro expuesto en conejos y monos (Marshall y Magoun, 1998).



Figura 1.- Richard Caton (1842-1926), quien llevó a cabo la primera demostración de la actividad eléctrica cerebral espontánea (tomada de Marshall y Magoun, 1998)

Publicó sus hallazgos en un breve reporte de 20 líneas, el cual apareció en la revista *British Medical Journal*. Un reporte más detallado fue presentado en la misma revista en 1877 en el cual exponía sus hallazgos en experimentos realizados en conejos, gatos y monos. El conejo fue el organismo que exploró de forma minuciosa. Utilizando un galvanómetro, Caton observó que la "débil corriente de dirección variante pasaba a través del multiplicador cuando los electrodos eran colocados en dos puntos de la superficie externa, o un electrodo colocado sobre la materia gris y uno sobre la superficie del cráneo". Esta oración es considerada como indicativa del nacimiento del electrofisiograma. Indudablemente, las dificultades técnicas fueron superadas por la gran habilidad e ingenio de Caton, quien merece el crédito del descubrimiento de las fluctuaciones de potencial que constituyen el EEG. Él notó que la superficie externa de la materia gris era positiva con relación a estructuras profundas del cerebro.

lo que puede ser interpretado como el descubrimiento del "potencial estacionario" (Potencial D. C.), también notó que la corriente eléctrica del cerebro se modula con relación a las funciones elementales: "cuando alguna parte de la materia gris está en un estado de actividad funcional, su corriente eléctrica comúnmente presenta una variación negativa". Así, a Caton también se le debe proporcionar el crédito del primer trabajo pionero sobre potenciales evocados. Pero esto debe ser tomado con precaución debido a que el galvanómetro de Caton poseía una respuesta limitada al rango de frecuencia de 0 a 6 Hz (Marshall y Magoun, 1998 ; Niedermeyer, 1999).

Sin embargo, otro descubrimiento de la década de los 80s del siglo XIX tuvo un impacto mayor sobre el mundo de los neurocientíficos que el trabajo de Caton. Este fue el de la capacidad de la corteza cerebral humana de responder cuando es estimulada eléctricamente, hecho descubierto por Fritsch (1838-1927) y Hitzig (1838-1907) en un estudio conjunto en 1870. Una observación señalada por Fritsch en su trabajo, fue la contracción del músculo contralateral durante una curación a cerebro abierto producida durante la guerra Pruso-Danes de 1864. El trabajo de Fritsch y Hitzig fue continuado por Fenie y Yeo (1880), quienes realizaron estimulaciones eléctricas del cerebro de monos y también de un paciente operado de un tumor cerebral. Las repercusiones de los estudios de la estimulación cortical fueron de tal alcance que llegaron a ser consideradas desde entonces de vital importancia por muchos investigadores. (Niedermeyer 1999).

La respuesta de la corteza a la estimulación eléctrica probablemente fue un incentivo especial para el estudio de sus fenómenos eléctricos espontáneos.

Vasili Yakovlevich Danilevsky (1852-1939) concluyó en 1877 su tesis titulada "Investigación en la Fisiología del Cerebro" en la Universidad de Kharkov. Para llevar a cabo su trabajo se basó en la estimulación eléctrica, así como en la actividad eléctrica espontánea de cerebros de animales. Así

incursión en los pasos de Caton, dándole en 1891 todo el crédito de prioridad. Sin embargo, sufrió una gran decepción cuando sus esperanzas de que hubiera una correlación de los procesos psíquicos y emocionales con la actividad eléctrica espontánea del cerebro no fueron cumplidas (Niedermeyer, 1999).

Adolfo Beck (1863-1939) trabajó tanto en Krakow como en Lwow, la provincia polaca de Galicia que en aquel entonces era una parte del imperio Austro-Húngaro. Con electrodos no polarizables, investigó la actividad eléctrica espontánea del cerebro del conejo y el perro. Él observó la desaparición de las oscilaciones rítmicas cuando los ojos eran estimulados con luz, adelantándose al descubrimiento de Berger de la supresión de la actividad alfa. Este trabajo fue muy conocido debido a su publicación en la Centralblatt (Niedermeyer, 1999).

Cuando Beck, en 1890, publicó sus datos, reclamó la prioridad del descubrimiento de la actividad eléctrica cerebral; al parecer desconocía los trabajos previos de Caton y Danilevsky (Niedermeyer, 1999).

En 1883, Ernst Fleischl Von Marxow (1846-1891) depositó una carta sellada en la Academia Imperial de Ciencias de Viena, la cual contenía observaciones referentes a la actividad eléctrica cerebral registrada sobre la corteza visual en varias especies animales. Él no observó actividad oscilatoria.

Napoleón Cybulski (1854-1919), quien fue maestro de Beck en Krakow y reconocido internacionalmente por sus investigaciones en fisiología, representó sus estudios experimentales electroencefalográficos en forma gráfica para lo cual utilizó un galvanómetro con un accesorio fotográfico, proporcionando así las primeras evidencias del EEG durante un ataque epiléptico causado por estimulación eléctrica en un perro (Niedermeyer, 1999).

Pavel Yurevich Kaufman (1877-1951) supuso que un ataque epiléptico debía estar asociado con descargas eléctricas cerebrales anormales y estudió el efecto de la estimulación eléctrica cortical. Con la primera guerra mundial,

cambió su nombre a Rostoutsev y trabajó principalmente en la Universidad de Bakú (Niedermeyer, 1999).

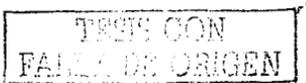
Vladimir Vladimirovich Pravdich-Neminsky (1879-1952) comenzó a registrar la actividad eléctrica cerebral en 1912 con el galvanómetro de cuerda. Sus registros, publicados en 1912, fueron la primera demostración pictórica del EEG y aparecieron dos años después de las gráficas de Cybulski. Pravdich-Neminsky registró el EEG del cerebro, la dura y el cráneo intacto de perros. Él describió un ritmo de 12-14 Hz bajo condiciones normales y señaló la lentificación del EEG durante la asfixia. Además, él acuñó el término de electroencefalograma (Niedermeyer, 1999).

En 1918 Donald McPherson, un estudiante de la escuela de medicina de Harvard, trabajando bajo las órdenes del eminente fisiólogo Alexander Forbes, colocó electrodos sobre el cerebro expuesto de un gato y observó actividad rítmica de 10 Hz en su EEG. Este hallazgo fue desechado como un artefacto por Forbes (Niedermeyer, 1999).

Sin embargo, pese a los trabajos previos, se debe considerar al neuropsiquiatra Hans Berger (1873-1941) (Fig. 2) como el descubridor del EEG humano. Berger no sobresalió ni en neurología ni en psiquiatría; si no hubiera sido por sus trabajos pioneros en el EEG humano su nombre con seguridad habría sido olvidado. Su trabajo electroencefalográfico fue llevado a cabo en un pequeño e increíblemente primitivo laboratorio. Su primer interés científico se dirigió a la circulación cerebral; usó el método pletismográfico en pacientes con defectos craneales. De 1902 a 1910 estudió la actividad eléctrica del cerebro de perros con un electrómetro capilar, pero con resultados decepcionantes. Naturalmente, Berger fue conciente de la insuficiente literatura existente desde Caton hasta Cybulski y Pravdich-Neminsky. Sus estudios del EEG humano comenzaron en 1920, y fueron publicados en 14 reportes que llevan el mismo título: "Sobre el electroencefalograma del hombre". La traducción de Gloor del trabajo de Berger fue una empresa que ha facilitado mucho su difusión en el ámbito mundial, ya que su texto en alemán es muy voluminoso y de difícil lectura.

Los antecedentes de la educación humanística de Berger favorecieron obviamente el rechazo del término "electrocerebrograma" de Pravdich-Nemisky por estrictas razones lingüísticas: la "fea" mezcla de los fragmentos griegos ("electro" y "grama") con el latino "cerebro". La propuesta de Berger en alemán fue el término "Elektrenkephalogram" cuya raíz "encephalo", del griego, es lingüísticamente más correcta. Los registros de trazos del EEG humano mostrados en su primer reporte en 1929 fueron hechos sobre papel fotográfico y tenían de 1 a 3 minutos de duración; para ello hacía un registro bipolar fronto-occipital en un canal, mientras que en otro canal hacía el registro simultáneo del electrocardiograma, asentando al pie un marcador de tiempo. En 1925, Berger reconsideró que las deformaciones craneales comunes no eran necesariamente una desventaja para obtener un registro, encontrando que los registros podían ser realizados también (o incluso mejor) en la superficie del cuero cabelludo. Entre 1926 y 1929, fue cuando Berger obtuvo buenos registros de las ondas alfa (ondas con una frecuencia entre 8 y 12 Hz), a las que se refirió como actividad electroencefalográfica "sincronizada". El galvanómetro de doble espiral fue crucial para esta observación. Los resultados fueron a menudo inciertos, y en 1928 Berger tuvo dudas concernientes a la veracidad de sus observaciones (Marshall y Magoun, 1998; Niedermeyer, 1999).

En el primer reporte de 1929, presentó el ritmo alfa y la respuesta de supresión de la actividad alfa a la que llamó "desincronización del EEG"; naturalmente, también dio una descripción de las pequeñas ondas beta, cuya frecuencia es superior a los 13 Hz. Por todas partes, en los años 30, el reporte de Berger del EEG humano contenía información que sería fuente de inspiración; así comenzaron los estudios de fluctuaciones de la conciencia, se hizo el primer registro de EEG durante el sueño (el primer registro de husos de sueño), se evaluó el efecto de la hipoxia sobre el cerebro humano, y se estudiaron varios trastornos cerebrales, tanto difusos como localizados, llegando incluso a obtener una sospecha de



registro de descargas epilépticas. Sus relaciones con el régimen nazi no fueron muy buenas y Berger fue jubilado anticipadamente en 1938. Esto fue un duro golpe a sus planes para nuevos estudios electroencefalográficos y el comienzo de una enfermedad gripal que quedó sin diagnosticar. Se suicidó el 1 de junio de 1941 a la edad de 68 años.



Figura 2.- Johannes (Hans) Berger, uno de los fundadores de la psicofisiología, obtuvo en 1924 el primer registro de EEG humano sobre el cuero cabelludo intacto (tomada de Marshall y Magoun, 1998)

Berger fue una persona e investigador muy complejo. El fin último de todos sus trabajos de investigación fue la búsqueda de la naturaleza de una todopoderosa energía mental (energía psíquica). Una juvenil experiencia personal lo convenció de que tal energía mental existía, y consideró que dicha energía y el pensamiento eran un producto parcial de la energía metabólica (calor y electricidad eran los otros productos). En este contexto, para Berger las ondas del EEG tenían la característica de ser mensajes dentro de la actividad mental, incluso las consideró como mensajes entre personas. Aunque el EEG no era exactamente lo que Berger creía, su contribución fue grandiosa en la historia de la electroencefalografía (Marshall y Magoun, 1998; Niedermeyer, 1999).

Diferentes investigadores comenzaron a estudiar el EEG; así, uno de los grandes neuroanatomistas y neuropatólogos de esa época, Oscar Vogt (1870-1962), desarrolló el concepto de la estricta compartimentación cerebral en áreas claramente separadas. Él mostró efectivamente límites



impresionantes entre áreas sanas y enfermas en el hipocampo y concibió a la corteza dividida en alrededor de 200 regiones con demarcación precisa de campo a campo. J. F. Toennies (1902-1970), un amigo personal de Oscar Vogt, incorporó el primer graficador de tinta a amplificadores biológicos para el registro de potenciales cerebrales. La colaboración con Toennies le proporcionó mejores herramientas para la investigación del EEG, en comparación con los instrumentos de Berger. A. E. Kornmüller rápidamente reconoció la importancia del registro con un gran número de electrodos, sus estudios del EEG en ubicaciones cefálicas particulares le permitieron enfatizar las diferencias entre regiones determinadas del cerebro. Sus estudios del significado clínico del EEG parecen ser algo gris cuando se comparan con la importancia de sus trabajos experimentales. En estos estudios, el EEG fue obtenido directamente de la corteza de animales inmediatamente después de que habían sido inyectados con sustancias convulsivantes. Este fue el primer trabajo del EEG enfocado sobre manifestaciones epilépticas y la primera demostración de la presencia de espigas en el EEG (Niedermeyer, 1999).

Edgar Douglas Adrian (Barón de Cambridge, y por lo tanto Lord Adrian) (1889-1977) no solamente fue uno de los electrofisiólogos y neurofisiólogos más famosos del siglo XX; su nombre también está íntimamente asociado al descubrimiento del EEG debido a su confirmación de las observaciones de Berger junto con Matthews en 1934. Registró su propio ritmo alfa y el efecto de la supresión debido a la apertura de los ojos; pero desgraciadamente, su colega Brian Matthews, tenía un EEG de bajo voltaje sin ritmo alfa y en su EEG no pudo demostrar lo que quería a sus colegas (Caprile, 1944; García y Bruño, 1980; Niedermeyer, 1999).

William Grey Walter (1910-1977) llegó a ser el pionero de la electroencefalografía clínica en Inglaterra y su descubrimiento de los focos de actividad lenta (llamadas por Walter ondas delta) generaron un enorme interés clínico por el nuevo método (Walter, 1961; Niedermeyer, 1999).



Frederic Bremer (1892-1982) de la Universidad de Bruselas, reconoció la utilidad del método del EEG en la investigación experimental del cerebro. Él reconoció la influencia de las señales aferentes sobre el estado de vigilia y comparó sus preparaciones de gato llamadas de "cerebro aislado" (con transección del mesencéfalo) con el "encéfalo aislado", resultado de la transección en el límite entre la médula oblongada (bulbo raquídeo) y la médula espinal. La preparación podía producir como permanente y posteriormente podía ser utilizada para inducir un estado que variaba entre la vigilia y el sueño, el cual podía ser demostrado al registrarse el EEG (Niedermeyer, 1999).



En los años 30, surgió un gran número de laboratorios de investigación del EEG y esto trajo consigo una rápida proliferación de técnicas e interpretaciones de la actividad registrada. El desarrollo de sistemas para registro simultáneo de múltiples canales permitió que fueran descubiertas las diferencias de actividad entre las distintas áreas cerebrales, y la existencia de actividad alfa y de los husos de sueño sincronizados. Sin embargo, esta multiplicidad de técnicas se asoció a una gran variedad de

formas de colocar los electrodos, lo que impedía la correcta comparación de los resultados entre los diferentes grupos de investigadores. Así, en 1937, Herbert Jasper (figura 3), quien estudió el EEG de epilépticos en colaboración con Wilder Penfield para ubicar y llevar a cabo cirugías para extirpar el foco epileptógeno en fase tardía, desarrolló un sistema de colocación (montaje) estandarizado de 21 electrodos para el que utilizó marcadores anatómicos específicos (*nasion*, *inion* y *tragus* de las orejas); este sistema está basado en porcentajes de las longitudes entre estos marcadores, de modo que las estructuras cerebrales que subyacen a los electrodos así dispuestos son las mismas para todos los sujetos, independientemente del tamaño y forma de su cabeza. Un comité de la *International Federation for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* recomendó el sistema de Jasper como un sistema específico de colocación de electrodos para el registro estándar del EEG en todos los laboratorios, éste fue aceptado a nivel mundial en 1957 y es conocido como el Sistema Internacional 10-20 (Fig. 3) (Caprile, 1944; Reilly, 1999).

En 1991 la *American EEG Society*, con el fin de mejorar la distribución espacial del EEG y poder tener mejores mapas de la actividad eléctrica cerebral y mejor localización de dipolos y/o fuentes de corriente, agregó más sitios específicos de localización alcanzando un total de 75 electrodos (Fig. 4) (Reilly, 1999; Murray et al., 2001).

#### II.II.- Potenciales eléctricos cerebrales:

Las primeras evidencias de que los tejidos animales podían generar un potencial eléctrico (electricidad animal) se obtuvieron en el último cuarto del siglo XVIII por Luigi Galvani, un médico y profesor italiano de Bologna, cuyo trabajo ha sido una de las contribuciones más importantes en la historia del estudio de las funciones del sistema nervioso (Ramón y Hernández-Falcón, 1999; Piccolino, 1998, 2000).

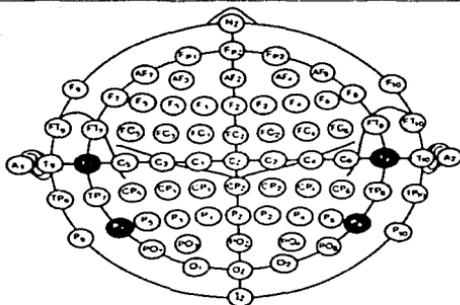


Figura 4.- Sistema internacional para ubicar los electrodos y su designación con letra y número modificada en 1991 (tomada de Reilly, 1999)

Galvani empezó sus experimentos con ranas alrededor de 1780, al observar que cuando prendía un generador electrostático colocado en un extremo del laboratorio, un músculo de rana que estaba en el otro extremo del laboratorio se contraía al ser tocado con un bisturí de metal. Cuando el músculo fue conectado directamente a la máquina, Galvani encontró que se contraía simultáneamente con la producción de electricidad. Posteriormente puso la máquina y la rana en cuartos diferentes y las conectó con un alambre, obteniendo los mismos resultados, aunque observó que conforme el alambre era más largo las contracciones eran más débiles. En 1786, colgó en una cerca de hierro unas ranas a las que se les había destruido la médula espinal con un gancho de hierro y notó con sorpresa que si el gancho tocaba la cerca, había contracciones espontáneas de las ranas. Si usaba un dedo para empujar el gancho contra la superficie de hierro de la cerca, los músculos relajados eran excitados

tantas veces como el gancho fuera empujado (Ramón y Hernández-Falcón, 1999; Piccolino, 1998, 2000).

Durante los siguientes cinco años Galvani hizo muchos experimentos para producir contracciones en los músculos de las ranas. Originalmente, sus ganchos y cerca habían sido de hierro y las contracciones eran débiles, después descubrió que los resultados podían ser mejorados cuando el metal del gancho era diferente del de la cerca. Galvani encontró que el bronce y el hierro producían una reacción relativamente fuerte en la rana y demostró que materiales no conductores como vidrio, piedra o madera, no daban respuesta (Ramón y Hernández-Falcón, 1999; Piccolino, 1998, 2000). Galvani propuso que la rana y en general todos los seres vivos poseían una electricidad inherente y escribió: "Naturalmente, este resultado produce no poca sorpresa en nosotros y empieza a dar origen a la sospecha de que la electricidad es inherente al animal mismo" (Malmivuo y Plonsey, 1995; Ramón y Hernández-Falcón, 1999; Piccolino, 1998, 2000).

El cómo se generaba la diferencia de potencial dentro de un tejido vivo fue un misterio que sólo fue resuelto hasta el siglo XX. Se conoce que los potenciales a través de la membrana celular se pueden explicar satisfactoriamente por la ecuación de campo de Goldman-Hodgkin-Katz (Johnston y Miao-Sin Wu, 1997; Latorre y Álvarez, 1996) que posee la siguiente expresión analítica:

$$V = \frac{RT}{F} \ln \left( \frac{P_K [K]_{int} + P_{Na} [Na]_{int} + P_{Cl} [Cl]_{int}}{P_K [K]_{ext} + P_{Na} [Na]_{ext} + P_{Cl} [Cl]_{ext}} \right)$$

donde: V= diferencia de potencial a través de la membrana.

R= La constante de los gases ideales = 8.31451 J mol<sup>-1</sup>K<sup>-1</sup>

F= La constante de Faraday = 96 485.209 C mol<sup>-1</sup>

T= Temperatura en K.

ln= logaritmo natural = log<sub>e</sub>; e = 2.718281828..... etc.

P<sub>K</sub>= Permeabilidad del potasio.

P<sub>Na</sub>= Permeabilidad del sodio.

P<sub>Cl</sub>= Permeabilidad del cloro.

[K]= Concentración de potasio.

[Na]= Concentración de sodio.

[Cl]= Concentración de cloro.

In = interior.

Out = exterior.

Esta ecuación surge de tres suposiciones: que los iones se mueven a través de la membrana de forma independiente, que siguen el principio de Nernst y que el campo eléctrico a través de la membrana es constante. Una consecuencia es que todo tejido orgánico, independientemente de su naturaleza, genera una diferencia de potencial eléctrico a través de la membrana celular (Eccles, 1988; Latorre y Álvarez, 1996; Johnston y Miao-Sin Wu, 1997).

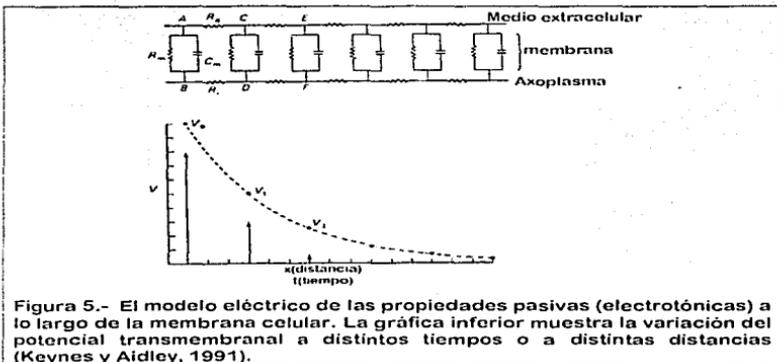


Figura 5.- El modelo eléctrico de las propiedades pasivas (electrotónicas) a lo largo de la membrana celular. La gráfica inferior muestra la variación del potencial transmembranal a distintos tiempos o a distintas distancias (Keynes y Aidley, 1991).

Para explicar cómo se propaga una señal sobre una membrana celular, se necesita considerar su modelo eléctrico, en donde la capa de fosfolípidos

actúa como un capacitor ( $C_m$ ), la bomba metabólica como una pila ( $V$ ), el canal iónico como una resistencia a través de la membrana ( $R_m$ ) y el plasma celular como la resistencia interna ( $R_i$ ) (Fig. 5) (Aidley, 1971; Keynes y Aidley, 1991). El cómo se conduce tiene dos componentes, uno espacial y otro temporal, los cuales son descritos por las siguientes expresiones analíticas (Eccles, 1988; Latorre y Álvarez, 1996; Johnston y Miao-Sin Wu, 1997).

$$V = V_0 e^{-\frac{x}{\lambda}}$$

$$V = V_0 e^{-\frac{t}{\tau}}$$

Donde:  $V$ = diferencia de potencial a través de la membrana en un tiempo o distancia determinado.

$V_0$ = la diferencia de potencial al  $t=0$ , o a  $x=0$ .

$e$ = Base de los logaritmos naturales = 2.718281828..... etc.

$x$ = la distancia.

$t$ = tiempo.

$\lambda$ = constante de distancia.

$\tau$ = constante de tiempo.

Tomando en cuenta ambas ecuaciones, se concluye que el voltaje sobre la membrana decae conforme transcurre el tiempo y recorre la distancia, por lo que no es un buen sistema para transportar una señal, pero sí es ideal como sistema de integración. Esta propiedad encontrada en todas las células se conoce como irritabilidad (Eccles, 1988; Latorre y Álvarez, 1996; Johnston y Miao-Sin Wu, 1997; Dayan y Abbott, 2001).

La presencia de canales iónicos sensibles al voltaje en el cono axónico y en el axón de la neurona permite la generación de potenciales de acción, los cuales transportan la señal eléctrica a lo largo de la membrana sin reducir la diferencia de potencial. Esto permite el transporte de señales a grandes distancias, esta propiedad se conoce como excitabilidad (Keynes y Aidley, 1991).

Dentro del cerebro existen varios tipos de células, de las cuales las neuronas y la glia poseen una gran importancia para explicar la generación del EEG. Las neuronas y la glia poseen ambas una diferencia de potencial de  $-70$  a  $-60$  mV y ambas responden de diferente manera cuando un estímulo excitatorio afecta a su membrana: la neurona en general genera potenciales postsinápticos que, dependiendo de la intensidad del estímulo y de su umbral para responder, pueden generar o no, uno o varios potenciales de acción, mientras que la glia presenta un cambio de potencial acorde con lo previsto al tomar en cuenta las propiedades pasivas de las células irritable (Fig. 6) (Speckmann y Elger, 1999).

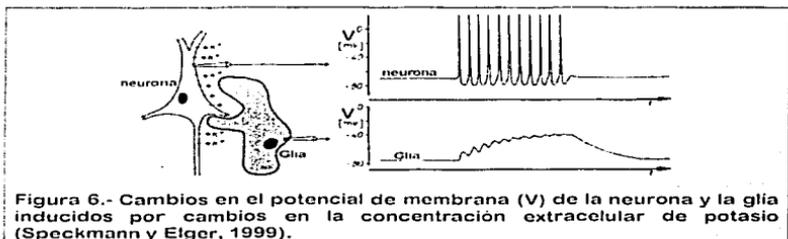


Figura 6.- Cambios en el potencial de membrana (V) de la neurona y la glia inducidos por cambios en la concentración extracelular de potasio (Speckmann y Elger, 1999).

Además de los flujos iónicos, los efectos de las propiedades pasivas a nivel del árbol dendrítico pueden ser muy importantes; el modelo de Rall nos permite observar cómo se integran los potenciales generados pasivamente en las dendritas (Rall y Agmon-Snir, 1998; Dayan y Abbot, 2001). Shepherd y Koch consideran este modelo para dar una explicación, basándose en la lógica simbólica, de cómo podría darse una computación dendrítica (Shepherd y Koch, 1998). Los potenciales eléctricos producen diferentes flujos de corriente entre el medio intra y extracelular generando secundariamente corrientes iónicas en el espacio extracelular, las cuales son directamente responsables, junto con las oscilaciones intrínsecas de la

membrana neuronal, de la generación de los potenciales de campo, los cuales a su vez originan al EEG (Speckmann y Elger, 1999). En otras palabras, el EEG puede definirse como oscilaciones de voltaje que representan la actividad iónica intra y extraneuronal; sin embargo debe señalarse que para que la actividad EEG se observe es necesaria la activación sincrónica de grandes poblaciones neuronales (Freeman, 1975), dispuestas en forma radial a la superficie de registro (Nunez, 1995).

### II.III.- Generación del EEG.

Aunque en la actualidad se conoce mucho acerca de la estructura y las características funcionales del cerebro, y se han llegado a comprender algunos de sus mecanismos de procesamiento de información, todavía no se comprenden con certeza las propiedades dinámicas del cerebro en su conjunto. Es decir, tenemos poca idea sobre cómo los diferentes componentes del cerebro se integran en una totalidad funcional. Reconociendo este problema, Churchland (1986) resalta la necesidad de ordenar sistemáticamente diferentes teorías neurocientíficas dentro de una jerarquía, para poder integrarlas en algunas teorías de nivel superior (Wright y Liley, 1996).

Una de las áreas que requiere tal integración son los mecanismos que originan el EEG. Existen diferentes modelos para explicar el origen de la actividad electroencefalográfica, estos son: el modelo de Freeman, el de Nunez, y el de Wright, los cuales revisaremos brevemente:

#### II.III.1.- El modelo no-lineal de Freeman para la neocorteza.

Desde hace aproximadamente 30 años Freeman y sus colaboradores, de forma sistemática, han desarrollado un modelo para el procesamiento de la percepción del bulbo olfatorio (Freeman 1994). En un artículo aparecido a principios de la década de los 90, Freeman (1991) utilizó este modelo para hacer pronósticos de la dinámica neocortical. Para comprender su modelo necesitamos revisar brevemente las consideraciones que hizo.

### II,III,1.1.- Unidad básica de oscilación

Freeman considera la observación de Cajal de que las células piramidales se distribuyen en varias capas dentro de la corteza y, siguiendo la organización columnar descubierta por Mountcastle (1997), considera que la información se distribuye en columnas independientes, con una inhibición recurrente que proviene de la zona inhibitoria circundante. Dentro de esta extensa estructura, Freeman (1991; 1994) reconoce una subunidad de configuración que llamó conjunto KII. Los conjuntos KII son agrupamientos de agregados celulares interactivos cercanos. El conjunto KII más común es donde actúan recíprocamente los agregados celulares tanto excitatorios como inhibitorios, con diversas interacciones incluyendo todas las combinaciones y relaciones de retroalimentación. Las interacciones entre los conjuntos KII de la neocorteza están proporcionadas por grandes acoplamientos transversales de los campos excitadores axonales de las células piramidales. Estos predictores con propiedades similares se han encontrado en los agregados neuronales del sistema olfatorio, y posiblemente se encuentran en la neocorteza (Freeman, 1991; 1994).

La primera propiedad clave del modelo de Freeman depende de la respuesta retrasada de las dendritas a través de la sinapsis. Su estimación indica que la máxima depolarización dendrítica ocurre alrededor de 5.8 ms después de que el potencial de acción alcanza la membrana presináptica; esta demora está compuesta por 1.3 ms de todo el proceso sináptico y por 4.5 ms más debidos a las propiedades eléctricas pasivas de la membrana dendrítica. Estas demoras producen una tendencia a la oscilación de las células excitadoras actuando recurrentemente sobre las células inhibitorias circundantes, las cuales a su vez proporcionan conexiones recurrentes hacia las células excitadoras. La oscilación que predice este modelo debería tener una frecuencia base de 40 Hz, determinada por las oleadas requeridas de excitación, inhibición recurrente, desexcitación, y

desinhibición, completando un ciclo. Estos oleajes de descarga imponen una ciclicidad similar sobre los potenciales locales de campo. Ha sido experimentalmente demostrado que hay una alta coherencia entre esta actividad neuronal y la actividad electroencefalográfica en una frecuencia cercana a 40 Hz (Gray et al., 1989; Lachaux et al., 2003). En contraste, otras frecuencias del EEG pueden reflejar interacciones más complejas, y no necesariamente se correlacionan con los simples disparos de células locales.

La ausencia de correlación de las distintas bandas (según un análisis de banda ancha) del EEG con los potenciales de acción, se ha trivializado por muchos fisiólogos como un epifenómeno (Stryker, 1989). En su trabajo de 1991 Freeman reconoce este déficit, y espera que las interacciones compliquen el cuadro apreciablemente. Que tales interacciones proporcionen una alta correlación de la actividad electroencefalográfica de 40 Hz con los potenciales de acción es más bien improbable, a menos que las observaciones se hagan en estados controlados (como en la anestesia) en donde la actividad local puede estar relativamente desacoplada de su entorno.

#### II.III.1.2.- Relación no-lineal onda/disparo.

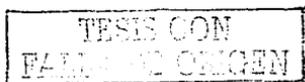
La segunda propiedad clave que Freeman propone, es que la neocorteza tiene una actividad análoga a la que él encontró en la corteza olfatoria (Eeckman y Freeman 1991), donde la relación onda/pulso estaba descrita por una curva sigmoidea asimétrica. Esta función relaciona la probabilidad normalizada del pulso de una neurona individual con la amplitud de onda del EEG concurrente. Freeman toma este resultado para describir indirectamente cómo la frecuencia de disparo está relacionada con el progresivo incremento de la depolarización de un pequeño número de células y su asociación con el bombardeo aferente, y predice que la forma de la curva es dependiente de un estado de activación no específico.

Una parte importante de la derivación teórica de Freeman es el límite asintótico de la curva asimétrica sigmoidea (Freeman, 1991). Este límite, designado en la terminología de Freeman como  $Q_m$ , es la frecuencia de disparo máxima que puede ser mantenida por un grupo de neuronas. Si  $Q_m$  por sí misma se eleva por una activación cortical no específica, esto es considerado por Freeman como una forma de imponer un límite superior estabilizador sobre las perturbaciones inducidas por los aportes de otros conjuntos KII. Debe notarse que la curva asimétrica sigmoidea es semejante a la construida teóricamente. Los resultados experimentales de Freeman no demuestran convincentemente la presencia de un estado asintótico dependiente, lo que se presenta más usualmente es un evidente límite asintótico, la frecuencia de disparo parece incrementarse exponencialmente con la amplitud ascendente de la onda (Wright y Liley, 1996).

#### II.III.1.3 Dinámica Caótica Local.

Freeman (1991) comenta que mientras la curva asimétrica sigmoidea y el período refractario absoluto de las neuronas garantizan la estabilidad total, la brusca no-linealidad del umbral neuronal confiere una dependencia sensible tanto de las condiciones iniciales como de las perturbaciones en el proceso. Por consiguiente, tanto el valor de descarga como el potencial de campo de cualquier célula piramidal incrementan un nivel crítico de excitación; según Freeman, esto sería caótico. En dos simulaciones Freeman (1994) ha reproducido las propiedades dinámicas caóticas predichas.

Las demostraciones de que el EEG refleja algún proceso caótico simple generalmente son escasas. Hay grandes reservas en lo que concierne a informes de la dimensionalidad del EEG a partir de su medida directa. Las dificultades fundamentales yacen en la pertinencia de los algoritmos de la estimación de los datos de EEG a causa de las limitaciones en la cantidad de datos, contaminación por ruido, y carencia de una señal estacionaria



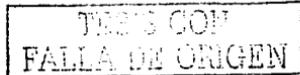
(Wright y Liley, 1996). Estas dificultades parecen ser superadas en situaciones en las que la técnica se aplica a interacciones celulares controladas (Schiff et al., 1994). Sin depender de la demostración directa de la problemática en todas las circunstancias, la probabilidad de que las interacciones celulares sean usualmente caóticas se ha hecho plausible por los argumentos de Freeman de que la distribución de Poisson de los disparos celulares, y la naturaleza  $1/f$  del espectro del EEG asociado a éste, son incompatibles con el límite no-lineal del ciclo de oscilaciones acoplado, por lo que el comportamiento caótico es la alternativa posible. Sin embargo, de acuerdo con Wright y Liley (1996) en este argumento se puede estar usando de forma inexacta el término caos.

#### II.III.1.4.- Dinámica caótica global.

Si las interacciones neuronales locales se aceptan como caóticas, entonces, ¿Es el sistema global necesariamente caótico?. Una clase importante de estudios de simulación sugiere que éste debe ser el caso (Braun, 1996). En estudios relacionados con los mapas caóticos multidimensionales que se acoplan globalmente entre sí, exponen caos global, y en apariencia escapan de la ley de los grandes números y del teorema del límite central, la analogía con la ley de acción de masas de las neuronas acopladas es evidente (Freeman, 1975; Braun, 1996; Tononi, 2002; Franssen, en prensa).

#### II.III.2.- Modelo lineal de Nunez para el EEG neocortical.

El concepto de que el EEG es un proceso esencialmente caótico a escala global está en contradicción con un modelo propuesto por Nunez (1981). En este modelo, el EEG se trata como un proceso lineal de onda, y la dinámica del cerebro completo se trata como un problema de acción de masas de los elementos neuronales acoplados. En la aplicación de las leyes de acción de masas, la pertinencia de los teoremas de tendencia central (ley de los grandes números y teorema del límite central) está implícita de forma



ineludible. Nunez pone énfasis en un número de factores habitualmente ignorado en los modelos de interacción neuronal. Estos son:

- a) Las importantes demoras de la comunicación interneuronal debidas a la conducción axonal y al proceso sináptico.
- b) La predominancia cuantitativa del amplio rango de interacciones mediadas por las fibras córtico-corticales.

Estos dos factores tienen una especial importancia en cerebros de gran tamaño, especialmente en el del ser humano.

- c) Las condiciones límite: El sistema global cortical es un medio cerrado para la propagación de ondas, lo cual implica la posibilidad de resonancia global y permanencia de las ondas. Nunez considera que el ritmo alfa proviene de una onda global permanente.
- d) La probabilidad de que las ondas del EEG obedezcan una ley de superposición lineal, podría basarse en la medida del promedio de depolarización de las células corticales posterior al bombardeo aferente, la cual Nunez espera que sea aproximadamente lineal sobre un rango de actividad pertinente, es decir, directamente proporcional a la densidad de acción sináptica.

Las ecuaciones de las dinámicas básicas de Nunez se han resuelto para formas esféricas, esferoidales y otros cuerpos geométricos que se asemejan a la forma del cerebro. Los resultados principales incluyen una predicción de que la velocidad de propagación de la onda alfa humana es de 7-11 m/s (Thatcher et al., 1986), y otros hechos en donde existe concordancia entre los aspectos cualitativos y la teoría (Nunez, 1981).

Una ventaja del trabajo de Nunez ha sido la consideración de una amplia gama de diferentes soluciones a sus ecuaciones fundamentales, con la simple variación de los parámetros estructurales claves. Una debilidad ha sido la incertidumbre con respecto a la precisión de qué gamas de esos parámetros realmente se aplican a los cerebros de los mamíferos. Nunez ha reconocido explícitamente que tanto las interacciones locales como las globales pueden estar involucradas en el origen del EEG (Nunez, 1989, 1995) y en conjunto con Ingber (Ingber y Nunez, 1990) exploró los métodos para la aplicación de técnicas de renormalización de la dinámica neuronal.

### II.III.3.- Modelo estocástico de Wright (1996) para la actividad electrocortical.

Wright y su grupo han intentado unir las escalas microscópicas y macroscópicas para desarrollar el concepto conocido como dinámica no lineal en la escala microscópica, y linealidad emergente de las ondas electrocorticales macroscópicas (Wright y Liley, 1996).

#### II.III.3.1 Suposiciones Básicas.

Se postula la existencia de una unidad estructural de la corteza capaz de oscilar. Esta unidad es una masa de células excitadoras e inhibitoras aproximadamente equivalente a la minicolumna de Mountcastle (1997). Cada oscilador se considera simétrica y recíprocamente acoplado a muchos osciladores colindantes, a través de acoplamientos esencialmente excitadores. Las variables del sistema son los potenciales locales de campo asociados con cada unidad de oscilación (Wright y Liley, 1996).

Para el electrocorticograma (EcoG), tal sistema puede describirse de una manera muy general mediante ecuaciones diferenciales estocásticas de segundo orden, en donde se considera que los parámetros de las ecuaciones de estado (que representan los análogos de las frecuencias naturales, coeficientes de amortiguamiento, acoplamientos aditivos y multiplicativos de los osciladores armónicos simples) varían libremente, lo

cual es necesario para el ajuste del comportamiento de las variables del sistema (Wright y Liley, 1996). La variación en el tiempo de estos parámetros describe las desviaciones del caso armónico simple, proporcionando comportamientos extremos que van desde la no linealidad de las propiedades neuronales subyacentes, hasta las influencias en el ruido del sistema reticular activador (Wright y Liley, 1996).

Wright y su grupo consideran que a causa de la complejidad, el índice de ruido de las interacciones celulares locales y el tiempo de las variaciones de los parámetros son estocásticamente independientes en su mayor parte (Wright y Liley, 1996).

#### II.III.3.2 Consecuencias:

Según Wright, a pesar de la no-linealidad extrema de los elementos, las variaciones de las ondas macroscópicas a frecuencias más bajas en tales sistemas tienden a aproximarse a la dinámica lineal de los osciladores armónicos simples acoplados, para que los parámetros sean constantes. Esto es, que las ondas obedecen el principio de superposición. Las frecuencias bajas de los resonantes tienden a poseer valores constantes. La energía entonces es equiparticionada entre los diferentes resonantes, produciendo un tipo  $1/f$  del espectro promedio. Las ondas que viajan a velocidades y frecuencias diferentes tienden a ser constantes, y están esencialmente gobernadas por las demoras axonales y dendríticas (Wright y Liley, 1996).

Estas tendencias estadísticas tienden a mantenerse cuando se da la reducción de la frecuencia y el incremento de la longitud de onda considerada. Algunas de estas tendencias se revierten a frecuencias altas, pero la actividad en las altas frecuencias se atenúa mucho en su contribución a la amplitud total del ECoG microscópico (Wright y Liley, 1996).

### II.III.3.3 Pruebas.

Tres pruebas indirectas para la presencia del movimiento de onda del tipo predicho en el ECoG han proporcionado resultados en favor de las hipótesis. En cada una de estas pruebas se aplicaron métodos de análisis lineales al ECoG, y entonces consideraron críticamente la suficiencia física de los descriptores lineales. Específicamente:

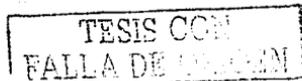
- a) La distribución de los factores de amortiguamiento en el análisis de la auto regresión (AR) del ECoG es la esperada en un proceso cerca del equilibrio, con equipartición de la energía entre diferentes resonantes.
- b) Los métodos lineales del filtro inverso pueden ser aplicados al promedio de la respuesta evocada para determinar el origen del impulso que la provoca. El filtro superior puede entonces aplicarse para determinar la probabilidad del proceso de onda demostrado.
- c) Una ecuación que describe la coherencia de puntos que están separados por un medio cruzado por ondas dispersas multidireccionales no lineales, puede ser adecuada para medir la coherencia desde un ECoG de multicanales. La distribución de los residuos apoya la validez física de la ecuación.

Estos tres modelos intentan explicar en alguna medida el origen del EEG; sin embargo, pese a la potencia del modelo de Nunez, debe considerarse el modelo de Freeman como una alternativa viable, debido a que hay indicios de que los procesos caóticos dentro de los sistemas biológicos se consideran como fuentes de salud, ya que en general soportan perturbaciones sin alterar su actividad, cosa que los sistemas lineales no soportan (Braun, 1996), hablando de un sistema de alta adaptabilidad. El considerar que el cerebro funciona de forma caótica ha permitido demostrar recientemente que la actividad neuronal es dependiente de la

tarea, pudiendo coexistir actividad eléctrica sincronizada y desincronizada al mismo tiempo (Tononi, y Edelman, 1998; Tononi, 2002; Fransen, en prensa). Estas observaciones han llevado a la hipótesis del "Núcleo dinámico" (Tononi, 2002), la cual pretende explicar la conciencia sobre una base neuronal y se basa en un estudio realizado con simulaciones de la corteza cerebral visual primaria. Tononi y Edelman (1998) consideran que la corteza visual posee grupos neuronales; ellos simularon estos grupos y los conectaron entre sí utilizando tres arquitecturas diferentes:

- A) Arquitectura con pocas conexiones entre los grupos, como es el caso de un cerebro con degeneración avanzada, donde se hubieran perdido el 90% de sus conexiones. Cuando se activó el modelo, se obtuvo un EEG plano.
- B) Arquitectura donde los grupos estaban conectados con el número total de neuronas, estas conexiones estaban repartidas uniformemente. Cuando se activó el modelo se obtuvo un EEG muy sincronizado.
- C) Arquitectura donde los grupos se conectaban con otros grupos que comparten sus propiedades de orientación y dirección, y además estaban colocadas muy cerca una de otra para simular las características básicas de la conectividad de áreas corticales reveladas por la neuroanatomía. Cuando se activó este modelo se obtuvo un EEG en el que existían momentos de sincronización y desincronización; se observó que los distintos grupos se sincronizaban en momentos diferentes.

Estos resultados llevaron a Tononi (2002) a postular la hipótesis del núcleo dinámico, la cual considera que existe un gran cúmulo de grupos neuronales que durante algunos milisegundos se integran formando un proceso unificado de alta complejidad. Este cúmulo es el núcleo; se denomina dinámico debido a que, al ser complejo, se encuentra en cambio continuo.



#### II,III,4. - Substrato morfofisiológico del EEG.

Los cambios en el comportamiento oscilatorio espontáneo de las neuronas relacionada con los cambios en los estados conductuales de vigilia reflejan las propiedades de las interconexiones entre las redes talámicas y corticales bajo la influencia de sistemas moduladores. La ritmicidad coherente de baja y alta frecuencia de los potenciales de campo parece ser el resultado de interacciones sinápticas entre un gran número de neuronas, distribuidas en una variedad de territorios corticales y talámicos (Bremer, 1958; Creutzfeldt et al., 1966; Andersen y Andersson, 1968; Steriade et al., 1996a,b). Con la llegada de los estudios modernos que revelan propiedades celulares intrínsecas y las conductancias iónicas en rebanadas de cerebro, se puso en evidencia que la neurona es capaz de desplegar conductas inesperadamente complejas, incluso en aislamiento (Llinás, 1988). Aunque las propiedades oscilatorias dependientes del estado de las redes están parcialmente dadas por las propiedades intrínsecas de las neuronas, neuronas con similares conductancias pueden generar varios estados funcionales cuando están inmersas en redes diferentes, mientras las neuronas con las propiedades intrínsecas diferentes pueden exhibir modelos de actividad rítmica casi idénticos cuando se encuentran dentro del mismo sistema oscilatorio (Steriade et al., 1990, 1993).

Se conoce que el principal sustrato anatómico para la generación y el mantenimiento de la fase de vigilia es la formación reticular del tallo cerebral que constituye el llamado sistema reticular ascendente activador (Moruzzi y Magoun, 1949). Los impulsos ascendentes desde el tallo cerebral hacia la corteza cerebral, para generar un EEG pueden seguir un camino a través del tálamo o bien utilizar un camino extratálamico a través del subtálamo y el prosencéfalo basal (Jones, 1990). En lo que se refiere a la vía talámica, se sabe que los núcleos talámicos "inespecíficos" pueden provocar una activación difusa de la corteza cerebral, como ocurre cuando se estimulan a alta frecuencia los núcleos intralaminares, de la línea media y ventromedial. La mayoría de las células de la formación reticular que

proyectan al tálamo están situadas en porciones cefálicas del tallo cerebral, ya sea en el mesencéfalo o en el istmo pontomesencefálico (Bentivoglio y Steriade, 1990). Las neuronas colinérgicas de esta región se ubican principalmente en el núcleo del tegmento pedúnculo pontino o en el núcleo laterodorsal del tegmento, pero pueden ser también neuronas noradrenérgicas del locus coeruleus, serotoninérgicas del rafe, dopaminérgicas de la sustancia nigra, o sin un neurotransmisor identificado. La administración de acetilcolina (McCormick y Bal, 1994) o la estimulación eléctrica de los núcleos colinérgicos del istmo pontomesencefálico (Hul et al., 1989a) produce activación directa de las células tálamocorticales; pero además de esta activación directa, también se puede producir una activación indirecta a través de los procesos de desinhibición en los que participa el núcleo reticular del tálamo (Hul et al., 1989b) o de las interneuronas talámicas (McCormick, 1992). No obstante, hay que señalar que las conexiones directas desde la formación reticular hacia el tálamo (en particular las que se refieren a la porción caudal de la formación reticular) representan solamente una pequeña porción de la ruta activadora ascendente, que en la mayoría de los casos se hace a través de conexiones multisinápticas (Bentivoglio y Steriade, 1990).

La ruta extratalámica para la activación del EEG por el sistema reticular ascendente activador sigue un camino ventral al tálamo, a través del subtálamo, hipotálamo y prosencéfalo basal. Al igual que en la vía dorsal a través del tálamo, la mayoría de las neuronas que originan la ruta ventral se encuentran en el mesencéfalo y puente, o bien pueden situarse en prosencéfalo basal (Kievit y Kuypers, 1974), como es el caso de las células colinérgicas de esta región que inervan de manera difusa la corteza cerebral. Las células colinérgicas del prosencéfalo basal reciben sus aferencias ascendentes desde algunas células colinérgicas, pero sobre todo desde células no colinérgicas de la formación reticular (Jones y Cuello, 1989), sobre todo de su porción rostral, a nivel pontomesencefálico. Es más, se ha demostrado recientemente que la noradrenalina *in vitro*

depolariza excitando las neuronas colinérgicas del núcleo basal magnocelular (Fort et al., 1995). La ruta ventral incluye las proyecciones difusas a la totalidad de la corteza cerebral directamente desde los grupos dopaminérgicos, noradrenérgicos y serotoninérgicos del tallo cerebral y histaminérgicos del hipotálamo lateral. Con respecto a la inervación extratalámica aminérgica de la corteza cerebral hay que destacar que es un rasgo que acompaña al mayor tamaño y especialización cortical a lo largo de la escala filogenética, y que cada uno de estos sistemas posee una especialización regional y laminar muy marcada y característica (Footo, 1987).

Los sistemas de inervación difusa de la corteza, ya sean talámicos o extratalámicos son ideales para modular la sensibilidad de las neuronas corticales a otras aferencias de tipo más discreto provenientes de otras estructuras y condicionar el estado de conciencia del individuo. En este sentido, como se ha descrito anteriormente, los sistemas colinérgico y aminérgicos facilitan la transmisión de los impulsos ascendentes, pero ninguno de estos sistemas ha demostrado ser el único para el mantenimiento de la activación cortical en estado de vigilia (Jones, 1990). El significado de la actividad registrada en el EEG en realidad es desconocido, por lo que su interpretación sigue siendo básicamente empírico y estadístico. De ahí que el patrón considerado normal se basa en datos normativos obtenidos de un gran número de individuos, lo mismo ocurre para los patrones patológicos. Por ello, todos los estudios basados en el EEG deben ser de tipo comparativo entre uno o varios estadios.

#### II. IV. - Medición del EEG.

La actividad eléctrica del cerebro se comporta como en cualquier otro sistema material. Las diferencias de potencial eléctrico son conducidos a través de los tejidos cerebrales, pasan por las membranas que circundan al cerebro, y continúan a través del cráneo y de la piel. Debido a esto, la diferencia de potencial se reduce de mV (diferencia de potencial a través

de la membrana y potencial de acción) a  $\mu\text{V}$  registrados en la superficie del cuero cabelludo. De ahí que los valores típicos estén alrededor de 20-100  $\mu\text{V}$  para el EEG, con valores aún menores para los potenciales evocados promedio, de quizás menores a 1  $\mu\text{V}$ . Los valores de voltaje más altos se registran en la actividad paroxística que se observa con frecuencia en la epilepsia y en otros trastornos que pueden diagnosticarse utilizando el EEG. Estos potenciales se registran fácilmente. Un electrodo de algún metal conductor (oro, plata clorurada, o estaño son las elecciones más populares) es colocado sobre un lecho de gel o pasta como medio conductor (solución de sal) como parte del instrumento de registro. Diversos métodos existen para realizar esto. Cada par de electrodos alimenta a un amplificador diferencial sensible; el EEG en la mayoría de los casos se registra con muchos electrodos en un arreglo o montaje particular. La norma común para describir este arreglo es la conocida como el Sistema Internacional 10-20 que se describió anteriormente (Kamp y Lopes da Silva, 1999; Koenig et al., 2001).

Estos métodos son económico y dan un registro continuo de la actividad cerebral con una resolución de milisegundos. Ninguna otra herramienta proporciona esta alta resolución temporal y por eso muchos de los descubrimientos de los procesos cognitivos dinámicos se han logrado usando al EEG como herramienta. El inconveniente del método, es que la localización de las fuentes corticales usando registros no-invasivos es difícil debido a las múltiples fuentes subyacentes y a la heterogeneidad de la conductividad dentro de la cabeza, por lo que posee una baja resolución espacial (Kamp y Lopes da Silva, 1999).

Existen trabajos encaminados a incrementar la resolución espacial del EEG, una de las estrategias es combinarlo con la resonancia magnética funcional (Yoo et al., 1997; Chen et al., 2002), otra es el registro de alta densidad (Murray et al., 2003) el cual, al combinarlo con el análisis de componentes principales, puede determinar los componentes que describen los cambios espaciales del EEG (Bischoff et al., 2001)

## II.V.- Ritmos característicos del EEG.

El avance tecnológico en cuanto a la sensibilidad del registro ha permitido que el EEG pueda registrarse en el humano en un rango de frecuencias entre 0.5 y 70 Hz, con una amplitud entre 1 y 150  $\mu$ V en vigilia (Levintal, 1990) y hasta 300  $\mu$ V durante el sueño (Lavie, 1997). Los investigadores han dividido este rango de frecuencias en cinco bandas principales de acuerdo a su frecuencia, morfología, amplitud, reactividad y área cerebral de localización más frecuente (tabla 1) (Arce, 1993).

Tabla 1  
Actividad Electroencefalográfica Fisiológica en Adulto

Bandas	Frecuencia (Hz)	Voltaje ( $\mu$ V)	Presencia	Localización
Delta	1.0-4.0	100-300	Sueño lento	Frontotemporal
Theta	4.0-8.0	50-75	Sueño lento, algunos estados emocionales, Estrés?	Central, Temporal y Parietal
Alfa	8.0-13	50	Vigilia en reposo (relajación)	Occipital, Temporal posterior y parietal
Beta	13-30	30	Vigilia alerta (actividad intelectual, excitación)	Frontocentral
Gamma	Más de 30	10	Cognición, Desorganización Emocional	

Modificado de Arce, 1993.

Se han reconocido cinco tipos de ritmos de la actividad cerebral que son conocidos como los ritmos alfa, beta, delta, theta y gamma. A continuación se describirán cada uno de estos ritmos en adultos humanos; hacemos esta aclaración porque el EEG se modifica notablemente con la edad, modificación que consiste principalmente en un aumento en la frecuencia y una disminución de la amplitud (Mc Evoy et al., 2001; Gunning-Dixon et al., 2003).

El ritmo alfa (Fig. 7) posee una frecuencia entre 8 y 13 Hz; es el ritmo base del EEG del adulto humano, se compone de ondas rítmicas que se presentan en trenes de actividad y/o en forma de huso, sobre todo cuando el individuo tiene los ojos cerrados: especialmente marcado en la región occipital, éste genera un registro que se denomina EEG sincronizado. Para algunos autores la sincronización consiste en el aumento de la amplitud de la actividad alfa sincronizada y fásica, con forma de husos y que se relaciona con el reposo o una actitud ociosa (Pfurtscheller, 1992); sin embargo, Krause et al. (1995), utilizando la sincronización relacionada con eventos, proponen que esta respuesta está directamente relacionada con los procesos de memoria, propuesta hecha con anterioridad por otros autores (Schmidt, 1994). Cuando la atención de un individuo despierto se concentra en algún tipo de actividad mental, el ritmo alfa se desincroniza siendo reemplazado por ondas asincrónicas de mayor frecuencia y menor voltaje (bloqueo alfa). También en estas condiciones se ha reportado la presencia de actividad delta y theta.

El ritmo beta (Fig. 7) posee una frecuencia entre 13 y 30 Hz, aparece al abrir los ojos y con otros estímulos sensoriales, también con la excitación emocional: el EEG se hace de alta frecuencia y con ello, la amplitud se hace también más pequeña (Schmidt, 1994). Cuando alcanza una frecuencia mayor a los 30 Hz, recibe el nombre de actividad gamma, la cual se presenta durante la activación intensa del sistema nervioso central.

Se considera que el ritmo gamma está involucrado en el procesamiento de la información, percepción, atención y respuestas motoras (Gruber et al., 1999, 2001; Slewa-Youman et al., 2002), se ha demostrado que en tareas visuo-espaciales existe una gran sincronización de la actividad gamma entre la corteza frontal y la occipital (Bhattacharya et al., 2001; Newman y Grace, 2002). También se le relaciona con el tiempo de reacción, debido a que la aparición muy rápida y temprana de actividad gamma durante la ejecución de una tarea, coincide con tiempos de reacción muy cortos (Slewa-Youman et al., 2002).

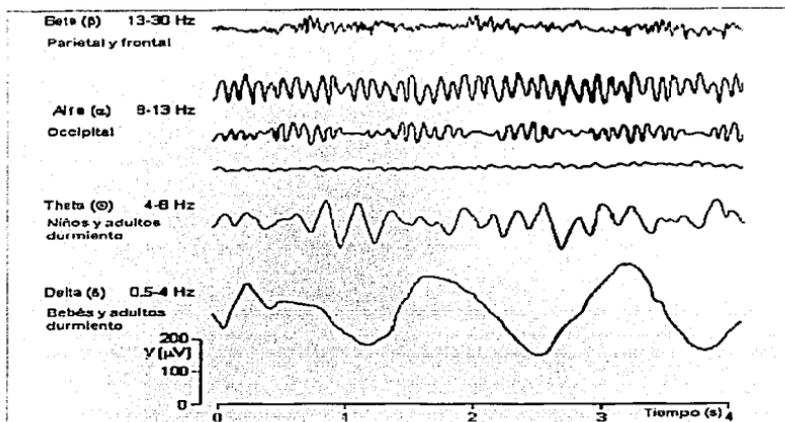


Figura 7.- Los ritmos característicos del EEG, la escala inferior es común a todos los trazos (Modificado de Malmivuo J. y Pionsey R. 1995).

El ritmo theta (Fig. 7), con una frecuencia entre 4 y 8 Hz, se observa en el adulto sano solamente durante el sueño de ondas lentas, también aparece durante la vigilia en la niñez (Schmidt, 1994).

Por último tenemos al ritmo delta (Fig. 7), el cual posee una frecuencia entre 0.5 y 4.0 Hz. En las personas adultas sanas aparece normalmente en sueño profundo (Schmidt, 1994), nunca en vigilia en reposo; pero es normal en la primera etapa de la vida tanto en vigilia como en sueño.

Los dos ritmos de baja frecuencia, pero especialmente el ritmo delta, se han observado durante meditación yoga (Roldán et al., 1980; Dostalek et al., 1983) y durante la realización de tareas que requieren un alto grado de concentración mental (Harmony et al., 1996).

## II.VI.- Factores que afectan al EEG.

El registro electroencefalográfico puede ser alterado por distintos factores, como son el ciclo sueño-vigilia, la edad, traumatismos craneoencefálicos, algunas enfermedades, medicamentos, niveles de conciencia, el ritmo circadiano, el sexo (en particular en mujeres el EEG es afectado por el ciclo menstrual), nivel sociocultural, etc. (Smith et al., 1998; Skrandies et al., 1999; Bischoff et al., 2001; Travis et al., 2002). Por ello, uno de los problemas que se tiene en el estudio del EEG y en todos los estudios científicos es el control de las fuentes de variación. Una de las estrategias que puede seguirse en la selección de la muestra de la población a estudiar es la siguiente:

- 1.- Población homogénea desde el punto de vista sociocultural.
- 2.- Intervalos de edad reducidos.
- 3.- Que no practiquen deportes de contacto.
- 4.- Que sean del sexo masculino.
- 5.- Que no posean trastornos neurológicos ni psiquiátricos.
- 6.- Que no estén tomando medicamentos que afecten al EEG.

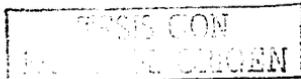
Debido a la relación clásicamente establecida entre el EEG y la conducta, se han diseñado diversos métodos de análisis para cuantificarlo.

## II.VII.- Métodos de análisis de la señal del EEG.

Existen diferentes tipos de análisis de la señal EEG, es ellos podemos considerar como fundamentales dos tipos: En primer lugar, el análisis con respecto al tiempo, también conocido como técnicas de análisis en el dominio temporal. En segundo lugar, análisis en el dominio de la frecuencia o análisis espectral (Oller y Ortiz, 1986).

### II.VII.1.- Análisis en el dominio temporal

Estas técnicas tienen en común el reconocimiento de cada una de las ondas y su clasificación en las bandas de frecuencia características (delta,



theta, alfa, beta y gamma) siendo posible calcular el porcentaje de tiempo ocupado por cada una de las bandas de frecuencia en un segmento de EEG, como lo efectuaron diferentes autores (Burch et al., 1964; Leader et al., 1967; Goldberg y Samson-Dollfus 1975). Cada onda es así reconocida y clasificada como una onda delta, theta, alfa, beta o gamma. Itil (1975), utiliza este método en Psiquiatría y en Psicofarmacología.

Los análisis de amplitud fueron llevados a cabo desde 1948 por Drohocki (Oller y Ortiz, 1986), pero han sido esencialmente utilizados por Goldstein (1975) en el campo de la Psiquiatría.

Ambos métodos están limitados en su utilización, como fue resaltado por Smith y sus colaboradores en 1975, quienes remarcaban que las ondas del EEG debían caracterizarse tanto por su periodo como por su amplitud (potencia absoluta PA y potencial relativa PR). El análisis periodo-amplitud es el mejor método para determinar la actividad de base del EEG durante los estados de vigilia y de sueño. De acuerdo a Samson-Dollfus y Sennan (1985) existen diferentes problemas en este campo. En primer lugar, el cálculo de la línea de base, que constituye uno de los problemas típicos y de difícil solución en el análisis automático de las señales de EEG. En segundo lugar, el reconocimiento de aquellas ondas rápidas que se superponen a las ondas lentas y que son difíciles de reconocer como ritmos por estos procedimientos. Así, diferentes autores han sugerido métodos basados en reconocimiento de las semiondas o "half-waves" (Oller y Ortiz, 1986).

Otro método es la detección de no estacionaridades a través del filtrado digital autorregresivo, desarrollado por Lopes da Silva y sus colaboradores (1976), mediante el cual, a través de algunas modificaciones como el filtrado digital autofuncional (Lagunas y Oller, 1978), puede realizarse no tan sólo la detección de paroxismos, sino su clasificación en diferentes tipos. Estos métodos han sido también utilizados para la segmentación adaptativa de la actividad de base del EEG (Barlow et al., 1981).



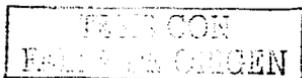
Los métodos "sintácticos" recomendados por diferentes autores (Faure y Quignon, 1982), permiten separar automáticamente la actividad de base del EEG de los paroxismos y aportar así, información acerca de la actividad de base. Estos métodos no han sido todavía utilizados en forma rutinaria en pacientes epilépticos, pero parecen ser una posibilidad muy interesante.

#### II.VII.2.- Análisis en el dominio de la frecuencia o análisis espectral.

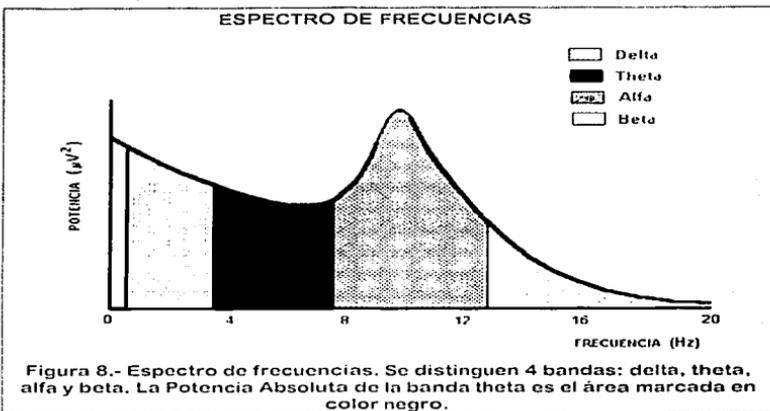
Parece ser que Gibbs y Maltby en 1943 (Oller y Ortiz, 1986) fueron los primeros que recomendaron el análisis espectral del EEG e iniciaron este tratamiento de la señal electroencefalográfica, cuyo último avance lo constituye la representación de la actividad eléctrica cerebral en forma de mapas.

Sin embargo, es únicamente a partir del desarrollo del algoritmo de Blackman y Tukey (1958), cuando se inicia la aplicación rutinaria de los análisis espectrales en EEG. Uno de estos análisis permite el cálculo rápido del espectro de frecuencias del EEG (Fig. 8) mediante el uso de la Transformada Rápida de Fourier. Posteriormente fue posible efectuar este análisis espectral del EEG en tiempo real, e incluso en un número mayor de canales dependiendo del equipo (Oller y Ortiz, 1986).

Debido a la complejidad inherente al EEG, deben ser empleados métodos de análisis de series de tiempo para poder trabajar con medidas cuantitativas; el análisis espectral de frecuencias es un método muy poderoso de cuantificación de series de tiempo. En general, todos los análisis espectrales descomponen una forma de onda compleja en una suma lineal de componentes de onda más elementales; en el caso particular del análisis de Fourier, que es el que se aplica más frecuentemente, las ondas elementales son seno y coseno. Estos componentes elementales del análisis espectral son frecuentemente funciones básicas con la importante propiedad matemática de ortonormalidad, la cual permite establecer la independencia de tales funciones básicas para poder ejecutar el análisis lineal de una manera



eficiente mediante simples cambios del dominio temporal al dominio de las frecuencias (Thatcher et al., 1986).



En el espectro de frecuencias (Figura 8) que resulta de aplicar un análisis espectral, se distinguen 4 bandas: delta (1.5-3.5 Hz), theta (3.6-7.5 Hz), alfa (7.6-12.5 Hz) y beta (12.6-30 Hz), que corresponden aproximadamente a los ritmos clásicamente definidos. Debe hacerse la distinción entre "ritmo" y la "actividad" derivada de un análisis espectral; por ejemplo, aunque es anormal observar ritmo delta en un adulto en vigilia, el espectro de frecuencias de su EEG tiene un alto contenido de actividad delta, dado en gran parte por la baja frecuencia de la envolvente de su ritmo alfa.

En el análisis de banda ancha del EEG se ha trabajado con varias medidas, la Potencia Absoluta (PA) y la Potencia Relativa (PR) entre ellas. La PA en una banda se define como el área comprendida entre la curva de la

Potencia y el eje de las abscisas en el intervalo de frecuencias de la banda en cuestión (Figura 8).

La PR en una banda es la proporción de PA en esa banda con respecto a la PA total. Por ejemplo, la PR de la banda theta en la región F7 se expresa como:

$$PR_{\theta, F7} = \frac{PA_{\theta, F7}}{PA_{\delta, F7} + PA_{\theta, F7} + PA_{\alpha, F7} + PA_{\beta, F7}}$$

Otras medidas son la relación de potencias (RP), la coherencia y la frecuencia media.

La relación de potencias se obtiene dividiendo la potencia absoluta izquierda de una región entre la potencia absoluta derecha de la región contralateral. La relación de potencias es una medida de simetría en el EEG convencional, si  $RP=1$  existe simetría, si  $RP>1$  la PA izquierda es mayor que la PA derecha, y si  $RP<1$  la PA izquierda es menor que la PA derecha.

La coherencia se define como el cuadrado de la correlación entre los componentes sinusoidales del EEG de dos regiones en un cierto rango de frecuencia. Si las dos áreas desempeñan exactamente la misma actividad la coherencia es igual a 1 y cuando las dos regiones están involucradas en actividades diferentes la coherencia tiende a 0.

La frecuencia media es una medida que muestra el promedio de frecuencias para cada región y banda.

### II.VII.3.- Cuantificación del EEG mediante sistemas de descripción de la morfología de la onda

Hjorth (1970) sugirió esta metodología, la cual incluye la evaluación de tres parámetros:

- ❖ actividad (espectro de potencia total del EEG).
- ❖ movilidad (relacionándolo con las bandas de frecuencias) y
- ❖ complejidad (indica el grado de similitud del EEG con la función sinusoidal).

La complejidad aporta una idea de la irregularidad de la señal electroencefalográfica analizada. Estos parámetros pueden ser calculados directamente a partir de señales digitalizadas o a partir de los resultados aportados por el análisis espectral. Esta metodología ha sido utilizada en la cuantificación del EEG de sueño; no ha sido utilizada en vigilia, excepto en algunos estudios sobre efectos de fármacos como por ejemplo los de Matejcek y Devos (1976).

## II.VIII.- EEG y su relación con la ejecución de tareas.

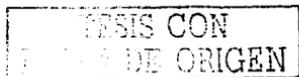
### II.VIII.1.- El estudio de la función cerebral a través de tareas.

La investigación encaminada a averiguar cómo las personas resuelven los problemas comenzó en la transición entre el siglo XIX y XX con los trabajos pioneros de Galton y Binet (Delius, 2002). Sin duda alguna, el reconocer que la actividad eléctrica cerebral es un reflejo del estado mental del individuo ha permitido usar al EEG como una herramienta para estudiar las funciones cerebrales (Koenig et al., 2001).

En la actualidad se considera que el procesamiento de la información se ve reflejado en cambios dinámicos de la actividad eléctrica cerebral en tiempo, frecuencia y espacio (Rosso et al., 2002) y que a medida que los problemas a resolver son más complejos la activación cerebral es mayor (Neubauer y Fink, en prensa). Esto nos permite afirmar que el estado mental o grado de activación cerebral juega un papel determinante en el comportamiento y habilidad del individuo para comprender y resolver un conflicto (Rowe et al., 2001).

Memoria de trabajo: Las investigaciones sobre la forma en que los individuos resuelven problemas han revelado que utilizan en varias tareas un mecanismo conocido como Memoria de Trabajo (Baddoley, 1986, 1999; Rattoni y Prado Alcalá, 2001).

Al carácter activo de la memoria a corto plazo es a lo que se le conoce como memoria de trabajo o memoria operativa, la cual se manifiesta



cuando es necesario ejercer operaciones de control. La memoria de trabajo difiere de la memoria a corto plazo en dos aspectos: (i) en ella se asume la existencia de varios subsistemas, y (ii) se hace un considerable énfasis en el papel funcional en varias tareas cognitivas, tales como, aprendizaje, razonamiento y comprensión (Baddeley, 1986, 1999).

Con base en los trabajos realizados en tareas de dos componentes, en las que se le pedía a los sujetos que recordaran una secuencia de cero a ocho dígitos, realizando al mismo tiempo una prueba de razonamiento, se determinó que la carga concurrente (recordar la secuencia de dígitos) no provocaba un incremento en el error (se mantenía alrededor del 5%) durante la ejecución del razonamiento, esto llevó a Baddeley (1999) a proponer un modelo de Memoria de Trabajo en el cual un Sistema de atención controlador de atención supervisa y coordina a dos sistemas esclavos subordinados (Fig. 9). Al controlador de atención le llamó "Sistema Ejecutivo Central" y consideró como sistemas esclavos a un "Circuito Articulario" (o fonológico), y a un "Circuito Visuo-espacial". El modelo incluye tanto componentes de almacenamiento como de procesamiento de la información, así tenemos que el sistema ejecutivo central permite mantener los objetivos en la memoria, planifica los procesos requeridos para conseguir cada objetivo y permite que la atención selectiva se centre en alguna operación, mientras que el circuito articulario consta de un *buffer* y un proceso de retención que recircula los contenidos del *buffer*, su capacidad está limitada por el *buffer* y por los límites impuestos por el proceso de retención; por último, el circuito visuo-espacial se usa no sólo en la percepción visual sino también las imágenes mentales y las evidencias indican que está localizado en la corteza occipital y zonas del hemisferio derecho (Baddeley, 1986, 1999)

Este proceso ocurre en un lapso que va de unos cuantos segundos a varios minutos. Y tiene una capacidad de almacenamiento bastante limitada, de alrededor de  $7 \pm 2$  ítems (DeLius, 2002; Glassman, 2003).

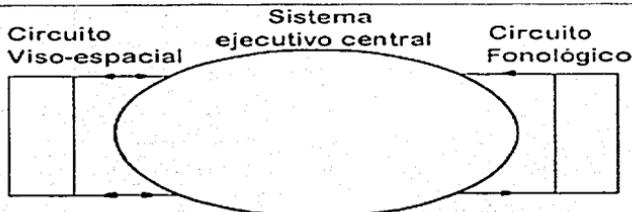


Figura 9.- Representación simplificada del modelo de la memoria de trabajo (Baddeley, 1999)

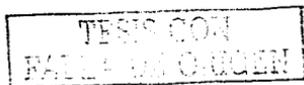
Las redes neuronales que constituyen la memoria de trabajo parecen localizarse principalmente en la corteza prefrontal (Sebban et al., 1999; Narayanan, 2003; Perlstein et al., 2003; Swanson, 2003), áreas frontales y áreas parietales (Daumann et al., 2003). Esto explica la mayor activación de la corteza prefrontal en tareas que demandan una gran carga en la memoria de trabajo (Gevins et al., 1998; Rypma y D'Esposito, 2003).

**Atención:** Otros procesos involucrados en la realización de tareas son la atención (que incluye un subsistema de alertamiento), y la toma de decisiones (Konishi et al., 1999; Phillips, 2003); el área prefrontal también está involucrada en ambos procesos (Sebban et al., 1999; Tamura et al., 2003). Con respecto a la atención existen algunas posturas para definirla, entre las que podemos mencionar la de Bunge (1999) quien la define formalmente como sigue: "Un organismo  $b$  presta atención al ítem  $x$  si y sólo si el sistema nervioso central de  $b$  se ocupa de percibir o hacer  $x$ , prefiriéndolo a todos los demás ítems que en el mismo momento sean accesibles a  $b$ ." Considera que hay grados de atención, y que estos dependen del estado del organismo y de la naturaleza de los ítems a los que esté prestando atención. Por lo que el grado de atención que presta el organismo al ítem  $x$  durante un periodo de tiempo  $T$  sería la suma de la

frecuencia de excitación del sistema neural que se ocupa de procesar x durante 7. Otra definición dada por Piéron (Bloch, 1966) es aquella que la considera como la "orientación mental electiva, que provoca un aumento en la eficiencia, en cierto modo de actividad, con inhibición de las actividades concurrentes".

Podemos considerar la atención como un estado neurocognitivo cerebral de preparación que precede a la percepción y a la acción, y es el resultado de una red de conexiones corticales y subcorticales con predominio hemisférico derecho. En un intento por organizar teóricamente la concepción sobre la atención, Posner y colaboradores han propuesto una teoría integradora. Esta teoría (Posner y Petersen, 1990; Posner y Rothbart, 1991; Posner y Dehaene, 1994) sostiene que la atención esta producida por sistemas de atención independientes aunque relacionados entre sí. Así, para ellos la atención es un sistema modular compuesto por tres redes, la red de atención posterior o de orientación, la red de vigilancia o alerta y la red anterior o de control ejecutivo. Cada una de estas redes estaría encargada de funciones distintas y a su vez, estaría asociada a diferentes áreas cerebrales.

La función más estudiada de la red de atención posterior es la de orientación de la atención hacia un lugar en el espacio donde aparece un estímulo potencialmente relevante, ya sea por poseer propiedades únicas, ser novedoso, o por aparecer abruptamente en la escena visual. Uno de los procedimientos más utilizados para estudiar esta función consiste en la presentación abrupta de una señal en una de las posibles posiciones del estímulo objetivo previo a la presentación de éste. (Posner 1980; Posner y Cohen, 1984). Se ha encontrado mayor rapidez y precisión cuando la señal y el estímulo objetivo aparecen en la misma posición espacial que cuando aparecen en distinta posición. Este efecto de facilitación parece indicar que al orientar la atención previamente hacia el lugar del estímulo objetivo se maximizan la percepción y la velocidad de procesamiento del estímulo. Lo más llamativo de este resultado es que se produce aun cuando la señal

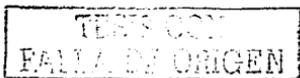


no predice el lugar de aparición del objetivo. Mediante el uso de diversas metodologías como son los estudios de pacientes con daño cerebral (Petersen et al., 1987; Friedrich et al., 1998) y estudios de neuroimagen en individuos sanos (Posner et al., 1988; Rafal et al., 1991; Corbetta et al., 2000) se ha logrado obtener evidencia de que las áreas cerebrales implicadas en la función de orientación son la corteza parietal posterior, los núcleos talámicos pulvinar y reticular y los colículos superiores. La corteza parietal también está implicada, especialmente en la capacidad de "desenganchar" la atención en un arreglo espacial distribuido.

La red de vigilancia y/o alerta, se encargaría de mantener un estado preparatorio general, necesario para la detección rápida del estímulo esperado. Aunque hay estudios que enfatizan la función tónica o duradera del estado de alerta en tareas de vigilancia, también se atribuye a esta red la función de alerta fásica o de corta duración producido por la presentación de señales de aviso que anuncian la inminente llegada de un estímulo. Se suele encontrar que aunque estas señales inespecíficas no informan del lugar o identidad del estímulo objetivo, se responde más rápido ante señales de alerta que en ausencia de ellas. Sin embargo, la mayor velocidad en la respuesta se ve acompañada por una menor precisión (se cometen más errores y/o anticipaciones). Este "balance velocidad-precisión" es un patrón muy consistente en estudios con este tipo de señales (Posner et al., 1973) y podría estar indicando que la señal de alerta nos prepara para dar una respuesta más rápida pero sin mejorar la precisión del procesamiento del estímulo (Posner, 1978). Estudios anatómicos con tomografía por emisión de positrones (PET) y de lesiones en humanos y monos (Posner y Petersen 1990) han indicado que las áreas corticales asociadas a esta función están localizadas en el hemisferio derecho, en los lóbulos frontales y parietales, los cuales reciben proyecciones noradrenérgicas del *locus coeruleus* (Morrison y Foote, 1986; Marroco y Davidson, 1998).



Por último, la red de atención anterior sería la encargada de ejercer el control voluntario sobre el procesamiento ante situaciones que requieren algún tipo de planificación, desarrollo de estrategias, resolución de conflicto entre estímulos o entre respuestas, o situaciones que impliquen la generación de una respuesta novedosa (Posner y Raichle, 1994). A su vez, se considera que existe una relación muy estrecha entre esta red y los procesos de detección consciente de los estímulos (Posner y Rothbart, 1991), así como con procesos de memoria de trabajo (Posner y Dehaene, 1994). Una forma muy utilizada para el estudio de estas funciones ejecutivas ha sido a través de tareas que presentan conflicto entre estímulos o entre respuestas, tales como las tareas tipo Stroop (Stroop, 1935) o de flancos (Eriksen y Eriksen, 1974). En estas tareas se suele comparar la ejecución en una situación en la que dos estímulos, uno relevante y otro distractor, son congruentes o provocan respuestas compatibles, con una condición en donde el estímulo distractor es incongruente o está asociado a una respuesta incompatible con la respuesta relacionada con el estímulo relevante. Normalmente se encuentra que los participantes son más rápidos y precisos para los ensayos compatibles que para los incompatibles, de forma que para asegurar una respuesta correcta en los ensayos incompatibles, se pondrían en marcha procesos de control que resolverían el conflicto. Estudios de neuroimagen coinciden en que las estructuras cerebrales implicadas en estas funciones de resolución de tareas, así como en otras funciones de control serían el cíngulo anterior y otras áreas prefrontales relacionadas, como el área dorsolateral prefrontal izquierda (Posner y Digirolamo, 1998; McDonald et al., 2000). Sin embargo, modelos más recientes proponen la necesidad de distinguir entre al menos dos subsistemas anatómicamente diferentes que se repartirían las funciones ejecutivas. Según el modelo de Corbetta y Shulman (2002) habría un subsistema que incluiría las cortezas temporoparietal y frontal inferior del hemisferio derecho, encargado de detectar estímulos novedosos e



inesperados. Por otro lado, existiría un sistema formado por las cortezas intraparietal y frontal superior, que sería el responsable de funciones de desarrollo de expectativas. Una propuesta parecida hacen Van Veen y sus colaboradores (Van Veen et al., 2001) y Botvinick y sus colaboradores (Botvinick et al., 1999, 2001), quienes disocian entre la función ejecutiva de detección y/o resolución de tareas de respuestas incompatibles y otros procesos arriba-abajo (top-down) como desarrollo de estrategias y selección de información relevante. Concretamente, encuentran que la corteza cingular anterior participa específicamente en la detección de situaciones de conflicto en la respuesta, y no en otro tipo de funciones ejecutivas.

Otro modelo es el de Mesulam, quien en 1981 ya había propuesto un modelo de orientación de la atención en el cual definió varios subprocesos:

- 1) Sistema de representación sensorial multimodal del espacio extrapersonal, en el cual están implicadas las regiones parietales.
- 2) Sistema de respuestas motoras al estímulo espacial, relacionadas con las regiones frontales laterales (alrededor del campo frontal de los ojos).
- 3) Sistema motivacional, en donde se determina lo sobresaliente del estímulo, relacionado con la corteza cingulada anterior.
- 4) El sistema de alertamiento, localizado en el Sistema Reticular, subyace a la gran red neural de la atención.

Coull (1998) comenta que la diferencia esencial entre la teoría de Posner y la de Mesulam es que Posner propone la existencia de un proceso de detección del "blanco", mientras que Mesulam propone un sistema motivacional y un sistema para dar una respuesta motora dirigida al estímulo espacial. Sin embargo, considera que ambos modelos tienen muchos puntos en común, por un lado, ambos dan gran importancia a la influencia que tienen los mecanismos de alertamiento reticulares sobre el proceso de atención, por otro lado, considera que la idea de Posner acerca de que la corteza parietal está implicada en el campo de atención puede

ser reconciliada con la proposición de Mesulam de que esta estructura juega un papel relevante en la representación sensorial multimodal del espacio extrapersonal; y que la participación del cíngulo en la detección del "blanco", como sugiere Posner, es similar a la idea de que la corteza cíngula participa en la relevancia motivacional, ya que por definición los "blancos" tienen relevancia emocional para el sujeto.

El último proceso en la ejecución de una tarea es la toma de decisión, aunque este proceso muchas veces se considera como parte del procedimiento de razonamiento de la actividad que conlleva a la ejecución de la tarea. Damasio (1996) ha proporcionado evidencias de que es un mecanismo diferente que involucra zonas frontales y la región parietal derecha. Se basa en la observación de que cuando se toma una decisión, siempre es aquella que causa el menor sentimiento visceral displacentero, es decir, la decisión que se toma es aquella que menor estrés visceral causa. Este fenómeno fue denominado por Damasio como marcador somático (Somatic marker); somático porque concierne al cuerpo y marcador porque define una imagen de éste. Así, el marcador somático obliga a enfocar la atención en el resultado negativo de una acción determinada y funciona como una señal de alarma automática que hace rechazar inmediatamente la vía negativa de acción o impulsa a favor de las alternativas. Un hecho que apoya esta hipótesis, es la ausencia de cambio en la conductividad dérmica en sujetos con lesiones en el lóbulo frontal cuando ejecutan una tarea, a diferencia de personas sanas que sí presentan cambios drásticos en la conductividad dérmica durante la ejecución de la tarea (Damasio, 1996). Se ha podido demostrar que el proceso de toma de decisiones posee un fuerte componente visceral (Kobayashi et al., 2003). Además se conoce que la amígdala, una estructura relacionada con respuestas emocionales, está relacionada con la solución de tareas de ubicación espacial (Kashimori et al., 2001) y que cuando existen daños en las conexiones de las cortezas prefrontal y parietal con estructuras subcorticales se incrementan los errores en tareas que

involucran al proceso de memoria de trabajo (Schlosser, en prensa; Miyashita et al., 2003). De ahí que un posible mecanismo para provocar la respuesta a una tarea que involucra a la memoria de trabajo sea el marcador somático propuesto por Damasio (1996, 2000, 2003).

En diversos organismos, como son los roedores y los monos, se han reportado funciones semejantes de la corteza prefrontal. En los monos, las lesiones en la región prefrontal afectan la ejecución de tareas dependientes de la memoria a corto plazo (Fuster, 1997).

Además, los registros electrofisiológicos han revelado grupos de neuronas con perfiles reactivos congruentes con el procesamiento de la información para tareas específicas (Wallis et al., 2001). En los seres humanos, los métodos de imagenología de la actividad cerebral revelan que la región prefrontal se activa en consonancia con las tareas mentales que involucran la memoria de trabajo (D'Esposito et al., 1995). Los problemas de cálculo mental involucran importantemente al proceso de memoria de trabajo, y se ha observado que las lesiones en el lóbulo frontal disminuyen considerablemente la capacidad para resolver correctamente estos problemas. Sin embargo, debe notarse que los individuos lesionados poseen coeficientes intelectuales bajos (Duncan et al., 1995; Gruber et al., 2001; O'Reilly, 2002; Tamura et al., 2003).

Es importante señalar que la ejecución correcta de una tarea depende del grado de adaptación que tiene la especie con su entorno, por ejemplo, en tareas de rotación, las palomas, que han desarrollado un sentido de ubicación espacial muy fino, las ejecutan mucho mejor que cualquier persona; así que en ese tipo de tareas las palomas son una especie de genios intelectuales (Delius et al., 2001).

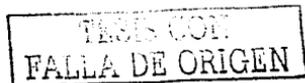
Una última característica de la memoria de trabajo, es que es un sistema de recursos limitados, cuando se realizan dos tareas simultáneamente y ambas involucran a la memoria de trabajo, se interfieren entre sí disminuyendo la calidad de la ejecución (Hanakawa et al., 2002; Belleville et

al., 2003; Daniels y Newell, 2003); sin embargo, si una tarea es automática y la otra demanda memoria de trabajo, puede no haber ninguna interferencia.

#### II.VIII.2.- EEG durante la realización de tareas.

En los estudios en los cuales se ha realizado el análisis del EEG durante la ejecución de tareas que involucran diferentes procesos cognoscitivos se ha encontrado que en general:

a.- Hay una reducción y desincronización de la actividad alfa reportada por diferentes autores ( Corsi Cabrera et al., 1988; Ortiz et al., 1992 ). Esta supresión del ritmo alfa se considera una característica común a toda tarea mental, aunque existen algunos reportes contrarios (Kakizaki, 1984, 1985). También se ha observado una desincronización durante tareas sensoriales, motoras y cognoscitivas, lo cual ha sido interpretado como una preparación de las áreas corticales para procesar información o prepararse para realizar un acto motor. La supresión de la actividad alfa se presenta cuando se realizan tareas que involucran a la memoria de trabajo (Stam, 2000; Vázquez et al., 2001) observándose una mayor supresión de acuerdo a la dificultad de la tarea (Razoummikova, 2000). Jausovec y Jausovec (en prensa) reportan una mayor supresión de la actividad alfa en individuos de mayor coeficiente intelectual (promedio del CI=128) que en los que poseen menores valores de este coeficiente (promedio del CI=93). Se ha encontrado que la actividad alfa se relaciona con tareas de memoria; así, Klimesch y sus colaboradores (Klimesch et al., 1990, 1993) han mostrado que los sujetos con mejor ejecución (menores tiempos de reacción) en una tarea de memoria, poseen una frecuencia media alfa alrededor de 1 Hz más alta que los sujetos con peor ejecución (Klimesch et al., 1996). Estudios anteriores habían mostrado que los buenos ejecutantes poseían una supresión de alfa rápida (10-12 Hz) significativamente mayor que los malos ejecutantes en tareas de memoria semántica (Perrine et al., 1998; Vogt et al., 1998; Doppelmayr et al., 1997).



Ray y Cole (1985) proponen que la actividad alfa no está relacionada con el proceso cognoscitivo ni con el emocional, sino con el tipo de atención, es decir, si el sujeto está atento a un estímulo interno o a un estímulo externo. Esto se ve apoyado por el trabajo de Valentino et al. (1993), quienes encontraron que una menor supresión de alfa se relacionaba con una falta de atención. Mientras que Kaufman y colaboradores (1991) y posteriormente Gundel y Wilson (1992), propusieron que la supresión de alfa se relacionaba más directamente con la dificultad de la tarea. Esto último ha sido confirmado por otros autores, parece que la mayor desincronización de alfa está en relación directa con la dificultad de la tarea: a mayor dificultad mayor supresión de alfa (Boiten et al., 1992; Klimesch et al., 1993; Jensen et al., 2002). También se ha podido determinar que la desincronización alfa responde a la memoria semántica de largo plazo (Klimesch et al., 1994, 1997, 2001), principalmente en las frecuencias más altas.

Sin embargo, durante los últimos años la actividad alfa ha atraído aún más la atención como lo muestran algunas publicaciones recientes (Basar, 1997; Gruzeliier, 1997; Pfurtscheller et al., 1996). Estas investigaciones muestran que, aunque la desincronización de alfa se presenta en todas las tareas, en realidad es un fenómeno local que ocurre principalmente en áreas cerebrales relevantes para la ejecución de tareas específicas, mientras que en regiones cerebrales irrelevantes para una tarea específica se observa una tendencia a mantener la sincronización (Klimesch et al., 1999). Estos descubrimientos han mostrado que la sincronización alfa indica un estado de reposo o incluso de inhibición cortical (Klimesch, 1996; Klimesch et al., 1999; Pfurtscheller et al., 1996).

b.- Se observan cambios de la actividad beta, generalmente un incremento, durante la ejecución de la tarea. Algunos autores encuentran cambios relacionados de forma específica a tareas particulares (Fernández, 1992, 1994, 1996). Por ejemplo, se asocia a un patrón topográfico propio del proceso cognoscitivo del cálculo aritmético el

aumento en la actividad beta en las regiones frontales y la disminución en las occipitales (Petsche et al., 1986, 1992, Fernández et al., 1995, 1998, 2000).

c.- Cuando se ha estudiado la banda theta se ha encontrado un aumento de su actividad en las tareas cognitivas en relación con una condición de reposo en regiones específicas de la cabeza (Corsi Cabrera et al., 1988, De Toffol y Autret, 1990). Algunos sólo lo encuentran en regiones específicas, como es el caso de John y sus colaboradores (1989) que lo reportan sólo en regiones temporales durante una tarea de memoria a largo plazo. Fernández et al. (1995) reportaron en tareas de cálculo, un incremento en la región frontal y un decremento en las regiones restantes. También se ha relacionado el aumento del ritmo theta con la dificultad de la tarea (Gundel y Wilson, 1992) y con el aumento de la atención (Valentino, et al., 1993), específicamente en 5.5 Hz se encuentra un incremento asociado a atención (Gevins et al., 1979a).

Durante el procesamiento de estímulos hay un incremento de la actividad theta (Yordanova et al., 2003). En tareas de cálculo mental el incremento se observa en regiones prefrontales y frontales (Harmony et al., 1999; Fernández et al., 2000, 2002); esto sugiere que conforme aumenta la demanda de la memoria de trabajo se incrementa la actividad theta en regiones frontales (Gruzelić, 1997; Monfort y Pouthas, 2003; Bastiaansera et al., 2002, 2003).

En personas jóvenes es mayor el incremento de la actividad theta conforme se incrementa la dificultad de la tarea en regiones frontales y parietales (McEvoy et al., 2001).

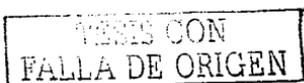
d.- Aunque poco estudiado, se ha encontrado recientemente que las tareas provocan un aumento de la actividad delta (Fernández et al., 1995, Harmony et al., 1996). Esto ha sido interpretado como un signo de atención al procesamiento interno que involucra una inhibición de los estímulos que son irrelevantes para la realización de la tarea (Harmony et al., 1996).

Algunos autores sugieren que el ritmo alfa refleja un mecanismo de regulación central para la coordinación de las señales eferentes y aferentes, una función de reloj. Otra hipótesis es que el ritmo alfa es el que genera el cerebro a través de sus circuitos reverberantes, con predominio de fenómenos de retroalimentación que mantendrían un estado estacionario, cuando se rompe esta estacionalidad por fenómenos de retroalimentación positiva, esto nos lleva considerar que durante la realización de una tarea dada se rompe con la reverberancia basal. Por ello, con la supresión del ritmo alfa, podemos asumir que se inicia un incremento de la actividad cerebral, dando por resultado la aparición de otros ritmos, en particular delta y theta.

Con respecto a la actividad gamma, Crick y Koch (1993), han propuesto que está relacionada con la conciencia, hipótesis que Crick (2000) consideró básica para los futuros estudios de la cognición en las neurociencias. Se ha observado que la actividad gamma sincrónica se pierde en individuos con traumatismo craneoencefálico (Slewa-Younan et al., 2002) y es afectado por la dificultad de las tareas visuales (Senkwocki y Herrmann, 2002).

#### II.VIII.3.- EEG previo a la realización de tareas.

La actividad electroencefalográfica durante la realización de la tarea ha sido bastante estudiada, no así la actividad basal previa a la presentación del estímulo, es decir, el EEG de base que tenía el sujeto antes de que se le presentara la tarea. Esto se ha realizado en niños, encontrándose que las respuestas incorrectas estaban precedidas de una menor potencia absoluta alfa que las correctas en las regiones cerebrales que según estudios de PET y fMRT debían activarse durante la ejecución de esas tareas específicas (Fernández et al., 1998, 2000, 2002). En adultos, existen varios estudios que encuentran que una menor frecuencia del EEG está asociada a mayor número de errores o mayores tiempos de reacción. Pero estos estudios en general utilizaban tareas muy monótonas y en muchos

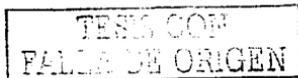


estudios los sujetos estaban privados de sueño porque se intentaba demostrar que la relación entre la ejecución del sujeto y la frecuencia de su EEG estaba modulada por el nivel de alertamiento del sujeto. Existen estudios que demuestran que no sólo una reducción del alertamiento puede estar interviniendo en que se reduzca la frecuencia del EEG y aumento el tiempo de reacción o el número de errores (Townsend y Johnson, 1979, Belyavin y Wright, 1987, Valentino et al., 1993, Fernández et al., 1998, Nyberg, et. al. 2002), pues, por ejemplo, en el trabajo de Fernández et al. (1998), además de que las pruebas conductuales confirmaron que no había diferencias en el nivel de alertamiento entre las respuestas correctas e incorrectas (no hubo diferencias significativas en los tiempos de reacción) ni a lo largo del experimento (los valores del número de errores y tiempos de reacción en los primeros 50 ensayos no eran estadísticamente distintos de los valores de los últimos 50 ensayos), en los resultados electroencefalográficos se observó, como se mencionó, que si las regiones cerebrales involucradas en la realización de una tarea presentaban una menor actividad alfa antes de la presentación del estímulo, entonces era más probable que la tarea se ejecutara incorrectamente. Este déficit de alfa en regiones cerebrales particulares involucradas en la realización de una tarea específica, que estuvo relacionado con la ejecución incorrecta de la misma no puede adjudicarse a una disminución en el nivel de alertamiento.

En este trabajo se replica en adultos jóvenes el trabajo que Fernández et al. (1998) realizaron en niños, sin embargo, no será una replica exacta, pues nos proponemos modificar la presentación de las tareas usando el mismo estímulo en todas las tareas, para que las diferencias que se encuentren entre las tareas no sean debidas al estímulo, sino a la actividad mental que se realiza dependiendo de la instrucción.

## II.IX.- El error en la ejecución de tareas.

La ejecución de una tarea de forma adecuada está relacionada con áreas específicas de la corteza cerebral, ya Milner (1963) aplicando la tarea de clasificación de cartas de Wisconsin (Wisconsin Card Sorting Task), había señalado que cuando hay daño en la corteza frontal dorsolateral se comete un 78.2 % de errores, de los cuales un 68.1 % es de errores repetidos y un 10.1 % es de errores aislados; cuando el daño es en el lóbulo temporal el porcentaje total de errores es del 43.6%, 31.7 % de errores repetidos y 11.9% de errores aislados. Parece ser que el cometer errores está asociado con la "planificación" para responder a este tipo tarea, la cual está relacionada con los lóbulos frontales (Milner y Petrides, 1984; Damasio, 2000, 2003), indudablemente que para una buena planificación cuando se aplica la tarea de clasificación de cartas de Wisconsin (Wisconsin Card Sorting Task) hay una demanda de memoria de trabajo. En estudios de tareas de respuesta retardada en monos Rhesus, ha sido identificada en la corteza prefrontal, particularmente en la zona que rodea al surco principal, un grupo neuronal que dispara de forma continua durante el tiempo que el mono se demora en dar la respuesta cuando es sometido a una tarea de respuesta retardada (Fuster, 1997; Purves, et. al. 1997), si se suprime la actividad de estas células por medios farmacológicos, se incrementa significativamente el número de respuestas incorrectas (Funahashi, et. al. 1993). Esto sugiere que la zona frontal participa de manera muy importante para que se ejecute correctamente tareas de respuesta retardada o de selección de una característica (forma, color, cantidad) como la tarea de clasificación de cartas de Wisconsin (Wisconsin Card Sorting Task). Esto también es sostenido por Damasio (1996, 2000, 2003).



### III.- Hipótesis.

1.- Si la ejecución es correcta se espera que, en adultos jóvenes, el EEG durante la realización de la tarea ( $POST_c$ ) posea una potencia absoluta mayor en su actividad lenta, en particular delta, y una potencia absoluta menor de la actividad alfa, en comparación con el EEG previo a la tarea ( $PRE_c$ ). Posiblemente estos cambios, al pasar del estado  $PRE_c$  al  $POST_c$ , estén localizados en aquellas regiones cerebrales que se conoce que participan de manera más importante en la realización de esa tarea específica, de acuerdo a lo reportado en otros estudios electroencefalográficos, neuropsicológicos y de imagen.

2.- Si la ejecución es correcta se espera que, en adultos jóvenes, el EEG previo a una tarea ( $PRE_c$ ), posea una potencia absoluta menor en las bajas frecuencias (delta y theta) y una potencia absoluta mayor en las altas frecuencias, en particular alfa, en comparación con el EEG previo a la tarea cuando la ejecución es incorrecta ( $PRE_i$ ). Se espera que esto ocurra en las regiones cerebrales que se conoce que participan en la realización de cada tarea específica. De este modo se replicarían en adultos jóvenes los resultados que Fernández et al. (1998) obtuvieron en niños.

3.- Al comparar el EEG durante la realización de la tarea cuando la ejecución es correcta ( $POST_c$ ) con el EEG durante la realización de la tarea cuando la ejecución es incorrecta ( $POST_i$ ), se espera encontrar una menor cantidad de actividad alfa y una mayor cantidad de actividad lenta (delta y theta) localizada asociada a las respuestas correctas.

4.- Bajo el supuesto de que la actividad eléctrica cerebral previa determina a la actividad eléctrica cerebral en un momento posterior, se espera una correlación muy significativa entre las potencias absolutas del EEG previo a

una tarea y las potencias absolutas del EEG durante la realización de la tarea.

5.- Bajo el supuesto de que cuando la respuesta es correcta el estado previo determina en mayor medida el estado siguiente, se espera que la correlación entre el EEG previo a un estímulo contexto y el EEG durante la realización de la tarea cuando la respuesta es correcta ( $r[PRE_c, POST_c]$ ) sea significativamente mayor que la correlación entre EEG previo a un estímulo contexto y el EEG durante la realización de la tarea cuando la respuesta es incorrecta ( $r[PRE_i, POST_i]$ ), principalmente en las regiones cerebrales que participan en la realización de la tarea específica.

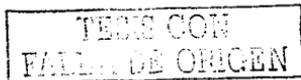
#### IV.- Método.

##### IV.I.- Sujetos:

Debido a la necesidad de que la muestra fuera lo más homogénea posible, el paradigma se aplicó a 24 alumnos voluntarios de la carrera de biología de la FES Iztacala del sexo masculino de entre 20 y 25 años, que no presentarían anomalías en el EEG de base en reposo con los ojos cerrados, ni tuvieran ningún padecimiento psiquiátrico que requiriera del uso de psicofármacos.

##### IV.II.- Tareas:

Se elaboraron 200 estímulos, idénticos para las 3 tareas, con el programa Mind Tracer utilizando una microcomputadora ACER 80486, los estímulos consistían de un arreglo de cinco dígitos de color blanco sobre un fondo negro. La única diferencia entre las tareas fue la instrucción que se le daba al sujeto. Se evaluó la dificultad de las tareas probándolas en un grupo de 10 sujetos elegidos al azar y se ajustaron de manera que los sujetos tuvieran entre un 60% y un 80% de aciertos en promedio (Sternberg, 1986). Las tareas se realizaron de la siguiente forma: en el monitor de la computadora de estimulación se presentaba primero un estímulo de fijación consistente en el símbolo "+" que duraba 300 ms, 2000 ms después se presentaba un arreglo de 5 dígitos entre dos asteriscos (ejemplo \*27531...\*) (estímulo contexto) durante 1500 ms, después de otros 2000 ms se presentaba un dígito con el mismo límite de los asteriscos que tenía el estímulo contexto (estímulo prueba) durante 300 ms ( ver figura 10). El sujeto debía apretar la tecla "M" si la respuesta era correcta o la tecla "B" si la respuesta era incorrecta, el tiempo máximo de espera era de 2300 ms al finalizar la presentación del estímulo prueba. Se presentaron 200 secuencias de este tipo, en donde el 50% eran respuestas correctas y el 50% restante eran incorrectas y estaban mezcladas aleatoriamente.



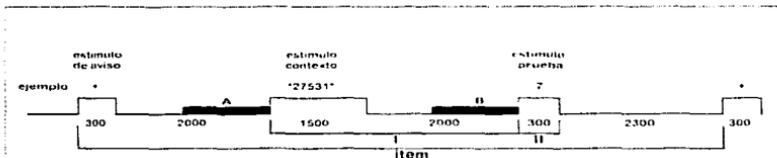


Figura 10.- Estructura de la presentación de los estímulos. El segmento "A", (1280 ms) es previo al estímulo contexto; es el momento cuando el sujeto está en un estado de "reposo expectante". El segmento B, (1280 ms) es en el cual el sujeto está realizando la tarea excluyendo gran parte de los potenciales evocados pues su inicio es 720 ms después del estímulo contexto. El segmento I es donde el sujeto está realizando la tarea. El segmento II es de actividad cognitiva para la toma de decisión para dar la respuesta principalmente, pero este no fue tomado en cuenta.

Las instrucciones que se dieron a los sujetos en cada tarea fueron las siguientes:

#### Tarea 1: SUMA.

Cuando aparecía el estímulo contexto el sujeto debía sumar los dígitos. Posteriormente debía indicar si el estímulo prueba que aparecía era la suma de los dígitos del conjunto original (estímulo contexto) apretando la tecla "M", o si no lo era apretando la tecla "B".

#### Tarea 2: ORIENTACIÓN ESPACIAL.

En esta tarea el individuo tenía que fijarse en la posición de los dígitos del estímulo contexto para posteriormente indicar si el dígito que aparecía en el estímulo prueba estaba en la misma posición que en el listado original (estímulo contexto). Si estaba en la misma posición debía indicarlo presionando la tecla "M" y si no debía presionar la tecla "B".

Tarea 3: MEMORIA DE TRABAJO VERBAL (paradigma de Sternberg modificado)

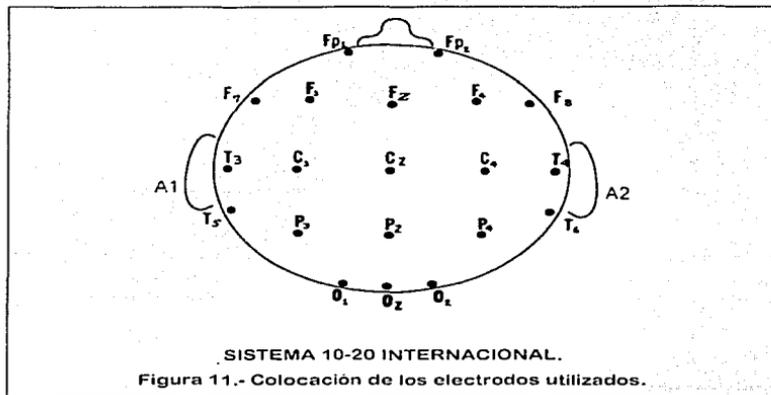
En esta tarea cuando aparecía el estímulo contexto el sujeto debía memorizar los dígitos, para posteriormente indicar si el dígito que aparecía en el estímulo prueba estaba en el listado original (estímulo contexto) apretando la tecla "M" o no estaba apretando la tecla "B".

Debe hacerse notar que al construir el estímulo contexto se tomó la precaución de que los dígitos no fueran consecutivos en orden creciente ni decreciente y de que no fueran sólo números pares ni sólo números impares, con el fin de no facilitar la respuesta en ciertos ítems durante la tarea de Memoria de Trabajo Verbal, pues se deseaba que todos tuvieran un nivel de dificultad similar. Por otra parte, el estímulo prueba fue construido de modo que en la tarea de Suma no se facilitara en ciertos ítems la respuesta, por ejemplo poniendo, aún cuando se esperara una respuesta negativa, un número par si el resultado correcto era par o un número impar si el resultado correcto era impar.

#### IV. III.- Registro del EEG:

Se hizo un registro referencial (monopolar) del EEG en las derivaciones Fp1, Fp2, F3, F4, C3, C4, P3, P4, O1, O2, F7, F8, Fz, T3, T4, T5, T6, Cz, Pz y Oz, colocando los electrodos según el Sistema internacional 10-20 (Böcker et al., 1994) ( ver figura 11 ), utilizando como referencia los lóbulos de las orejas cortocircuitados (A1-A2). También se registraron los movimientos oculares utilizando dos electrodos colocados, uno en la región supraorbital (para registro de movimientos verticales) y otro en la "zona lateral" (para registro de movimientos horizontales) del ojo derecho. El equipo utilizado para el registro fue un electroencefalógrafo digital MEDICID 03E ejecutando el programa TrackWalker, el cual estaba sincronizado con la microcomputadora ACER 80486 mediante el programa Mind Tracer que se

utilizó como sistema de estimulación, de modo que pudiera registrarse el EEG de manera continua mientras el sujeto realizaba las tareas en la computadora de estimulación.



#### IV. IV.- Edición y análisis del EEG:

En cada uno de los registros del EEG se utilizó el programa TrackWalker para seleccionar los segmentos de 1280 ms libres de artefactos que precedían a la presentación del estímulo contexto o del estímulo prueba, cuando la ejecución era correcta o incorrecta de manera independiente (ver figura 10). La ubicación y tamaño de los segmentos se hizo de acuerdo a la observación de Williams y colaboradores (1962) quienes determinaron que el mejor predictor del tiempo de reacción era el segundo inmediato previo a la presentación del estímulo. El período muestral fue de 5 ms, lo cual produce un total de 256 puntos muestreados. Para hacer el análisis de frecuencia se utilizó la transformada de Fourier considerando los

siguientes límites para las bandas de frecuencia Delta (1.5-3.5 Hz), Theta (4.0-7.5 Hz), Alfa (8.0-12.5 Hz) Y Beta (13.0-30.0 Hz), y se calculó la Potencia Absoluta (PA) para cada derivación en las 4 bandas de frecuencia, para el montaje referencial, considerando por separado los segmentos de EEG previos a la presentación del estímulo contexto en respuestas correctas e incorrectas, y a los segmentos de EEG previos al estímulo prueba en respuestas correctas e incorrectas. En otras palabras, se obtuvo la PA en cada derivación para cada una de las 4 bandas de frecuencia en las siguientes condiciones:

- ❖ Previo al estímulo contexto cuando la respuesta fue correcta.
- ❖ Previo al estímulo contexto cuando la respuesta fue incorrecta.
- ❖ Previo al estímulo prueba cuando la respuesta fue correcta.
- ❖ Previo al estímulo prueba cuando la respuesta fue incorrecta.

Como la variable PA no posee una distribución Normal, se normalizó utilizando la transformación del logaritmo natural, resultando la variable:

$$LPA = \ln (PA)$$

Como la transformación anterior corresponde a una función monótona creciente, cualquier relación que exista entre estas variables es equivalente a la que existe entre las variables originales.

#### IV.V.- Análisis estadístico:

El análisis estadístico de los datos se llevó a cabo usando la edición 1998 del programa "Statistica" para "Windows" versión 5.1 (Stat Soft, inc. 1995, 1998), utilizando una computadora con procesador "Pentium III" a 777 MHz.



#### IV.V.1.- Prueba de Normalidad.

Se utilizó la prueba de la "W" de Shapiro-Wilk (Stat Soft, inc. 1995, 1998), para verificar las normalidad de las variables.

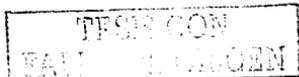
#### IV.V.2.- Análisis de las diferencias entre el EEG previo al estímulo contexto cuando la respuesta fue correcta contra el EEG previo al estímulo contexto cuando la respuesta fue incorrecta.

Esta comparación nos permite evaluar si existe alguna diferencia en el EEG antes de la realización de la tarea que esté asociada a la ejecución de la misma. Para evaluarla se aplicó la prueba de "t" de "Student" (Amón, 1996; Prado y San Martín, 1999; Clark-Carter, 2002) para muestras dependientes (también conocida como "t" pareada), considerando como variable diferencia (DPA) a la variable electroencefalográfica (PA) previa al estímulo contexto (indicada por el subíndice "pre") con respuestas correcta (indicada por el subíndice "cor") menos la variable electroencefalográfica (PA) previa al estímulo contexto (indicada por el subíndice "pre") con respuestas incorrecta (indicada por el subíndice "inc"), es decir:

$$DPA = \ln (PA_{pre, cor}) - \ln (PA_{pre, inc})$$

Este análisis es muy potente debido a que considera las diferencias intraindividuales, y reduce al mínimo las diferencias interindividuales en la PA, pues debido a que la diferencia de logaritmos es el logaritmo del cociente, se elimina un factor multiplicativo que es responsable de más del 40% de la variabilidad (Fernández et al., 1995).

Sin embargo, debido a que son comparaciones múltiples, este método puede incrementar el error tipo I; para solucionar este inconveniente se dió una particular importancia a los niveles de significancia que satisficieran el criterio de Bonferroni (Clark-Carter, 2002) que consiste en tomar  $p < 0.0025$ , que es el resultado de dividir el nivel considerado habitualmente de  $p < 0.05$  entre las 20 derivaciones que producen las comparaciones múltiples.



Debido a lo conservador del criterio de Bonferroni, es posible que no se pueda rechazar nunca la hipótesis nula, por esta razón se presentan también los resultados para  $P < 0.05$ , aunque éstos deberán tomarse con la debida cautela.

IV.V.3.- Análisis de las diferencias entre el EEG durante la realización de la tarea cuando la respuesta fue correcta y el EEG durante la realización de la tarea cuando la respuesta fue incorrecta.

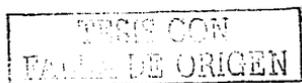
La comparación de estas diferencias nos permite evaluar si existe alguna diferencia en el EEG durante la realización de la tarea que está asociada a la ejecución de la misma. Para evaluarla se aplicó la prueba de "t" de "Student" (Amón, 1996; Prado y San Martín, 1999; Clark-Carter, 2002) para muestras dependientes, considerando como variable diferencia (DPA) a la variable electroencefalográfica (PA) durante la realización de la tarea (indicada por el subíndice "post") cuando las respuestas fueron correctas (indicada por el subíndice "cor") menos la variable electroencefalográfica (PA) durante la realización de la tarea (indicada por el subíndice "post") cuando las respuestas fueron incorrectas (indicada por el subíndice "inc"), es decir:

$$DPA = \ln (PA_{\text{post, cor}}) - \ln (PA_{\text{post, inc}})$$

Este análisis posee las mismas características mencionadas para el análisis en el punto IV.V.2.

IV.V.4.- Análisis de las diferencias entre el EEG previo al estímulo contexto cuando las respuestas fueron correctas y el EEG durante la realización de la tarea cuando las respuestas fueron correctas.

Esta comparación nos permite evaluar los cambios que se producen en el EEG al pasar de un estado de reposo expectante a un estado de actividad mental. Es importante considerar exclusivamente segmentos con ejecución



correcta, pues ello nos permite asegurar que el sujeto estaba efectivamente realizando la tarea. Para evaluarlos se aplicó la prueba de "t" de "Student" para muestras dependientes (Amón, 1996; Prado y San Martín, 1999; Clark-Carter, 2002), considerando como variable diferencia (DPA) a la variable electroencefalográfica (PA) previa al estímulo contexto (indicada por el subíndice "pre") con respuestas correctas (indicada por el subíndice "cor") menos la variable electroencefalográfica (PA) durante la realización de la tarea (indicada por el subíndice "post") con respuestas correctas (indicada por el subíndice "cor"), es decir:

$$DPA = \ln (PA_{pre, cor}) - \ln (PA_{post, cor})$$

Este análisis posee las mismas características mencionadas para el análisis en el punto IV.V.2.

IV.V.5.- Análisis del coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG previo al estímulo contexto (repose expectante) y el EEG previo al estímulo prueba (realización de la tarea) cuando las respuestas fueron correctas.

La evaluación del grado de relación entre estos dos estados nos permite determinar si el EEG durante la realización de la tarea está poco o muy relacionado con el EEG previo al estímulo contexto que le antecede. También, debido a que son comparaciones múltiples, se incrementa la posibilidad de cometer un error tipo I; para solucionar este inconveniente se utilizaron solamente los niveles de significancia que satisficieron el criterio de Bonferroni que consiste en tomar  $p < 0.0025$ , que es el resultado de dividir el nivel considerado habitualmente de  $p < 0.05$  entre las 20 derivaciones que producen las comparaciones múltiples. Para evaluar la ejecución se determinó el coeficiente de correlación de Pearson (Botella, et. al, 1993; Amón, 1999; Clark-Carter, 2002), considerando como una de las variables electroencefalográficas a la PA previa al estímulo contexto (indicada por el subíndice "pre") con respuestas correctas (indicada por el



subíndice "cor"), y como otra variable electroencefalográfica a la PA durante la realización de la tarea (indicada por el subíndice "post") con respuestas correctas (indicada por el subíndice "cor") es decir:

PA previa al estímulo contexto con respuesta correcta = PA<sub>ppr,cor</sub>  
PA durante la realización de la tarea con respuesta correcta = PA<sub>post,cor</sub>

IV.V.6.- Análisis del coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG previo al estímulo contexto y el EEG previo al estímulo prueba cuando las respuestas fueron incorrectas.

Este análisis tiene las mismas características que el punto IV.V.5. Para evaluar la relación se determinó el coeficiente de correlación de Pearson (Botella et al., 1993; Amón, 1999; Clark-Carter, 2002; Elorza, 2002), considerando como una las variables electroencefalográficas a la PA previa al estímulo contexto (indicada por el subíndice "pre") con respuestas incorrectas (indicada por el subíndice "inc"), y como otra variable electroencefalográfica a la PA durante la realización de la tarea (indicada por el subíndice "post") con respuestas incorrectas (indicada por el subíndice "inc") es decir:

PA previa al estímulo contexto con respuesta incorrecta = PA<sub>pre,inc</sub>  
PA durante la realización de la tarea con respuesta incorrecta = PA<sub>post,inc</sub>

IV. V. 7.- Análisis de las diferencias del coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG previo al estímulo contexto y el EEG previo al estímulo prueba cuando las respuestas fueron correctas vs. el coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG previo al estímulo contexto y el EEG previo al estímulo prueba cuando las respuestas fueron incorrectas.

La comparación de estas diferencias nos permite determinar si dos coeficientes de correlación son significativamente diferentes. Cuando estamos probando la diferencia entre dos coeficientes de correlación la

distribución no se distribuye normalmente. Fisher describió la manera de transformar el coeficiente de correlación " r " en "r' ", el cual posee una distribución Normal y nos permite utilizar la distribución Normal unitaria (de media cero y varianza 1) para comparar las correlaciones. Esta transformación se denomina a veces como la "Zr" de Fisher, sin embargo, se prefiero " r' " para evitar confusiones con los valores de "Z" utilizados en el cálculo de probabilidades (Clark-Carter, 2002; Elorza, 2002).

La transformación de Fisher esta dada por la ecuación:

$$r' = 0.5 \times L_n \left( \frac{1+r}{1-r} \right)$$

La ecuación para comparar dos coeficientes de correlación es:

$$z = \frac{r'_1 - r'_2}{\sqrt{\frac{1}{n_1 - 3} + \frac{1}{n_2 - 3}}}$$

donde: z es el estadístico de prueba.

r'<sub>1</sub> es la transformación de Fisher del primer coeficiente de correlación (en nuestro caso, el de respuesta correcta).

r'<sub>2</sub> es la transformación de Fisher del segundo coeficiente de correlación (en nuestro caso, el de respuesta incorrecta).

n<sub>1</sub> es el tamaño de la muestra del grupo de correctas.

n<sub>2</sub> es el tamaño de la muestra del grupo de incorrectas.

#### IV. V. 8. - Análisis conductual durante las tareas.

Utilizando la prueba de "t" de Student para muestras dependientes (Amón, 1996; Prado y San Martín, 1999; Clark-Carter, 2002), se realizaron las siguientes comparaciones:

i.- Comparación entre el número de omisiones (ausencia de respuestas) y el número de respuestas erróneas en toda la tarea y para cada una de ellas.

ii.- Comparación entre el tiempo de reacción (Tr) promedio cuando la respuesta fue correcta y el tiempo de reacción (Tr) promedio cuando la respuesta fue incorrecta en toda la tarea.

iii.- Comparación entre el número de respuestas incorrectas en los primeros 50 ensayos y el número de respuestas incorrectas en los últimos 50 ensayos durante toda la tarea.

iv.- Comparación entre el tiempo de reacción (Tr) promedio de los primeros 50 ensayos y el tiempo de reacción (Tr) promedio de los últimos 50 ensayos cuando la respuesta fue correcta.

v.- Comparación entre el tiempo de reacción (Tr) promedio de los primeros 50 ensayos y el tiempo de reacción (Tr) promedio de los últimos 50 ensayos cuando la respuesta fue incorrecta.

Por último hay que aclarar que no tiene caso realizar el análisis de las diferencias entre el EEG previo al estímulo contexto cuando las respuestas fueron incorrectas contra el EEG durante la realización de la tarea cuando las respuestas fueron incorrectas porque es difícil asegurar que el sujeto realizó la tarea cuando respondió incorrectamente, por lo cual no se llevó a cabo.

## V.- Resultados

Esta sección se dividió en 6 partes:

V.I.- Análisis de las diferencias entre el EEG previo al estímulo contexto cuando la respuesta fue correcta y el EEG previo al estímulo contexto cuando la respuesta fue incorrecta.

V.II.- Análisis de las diferencias entre el EEG cuando la respuesta fue correcta y el EEG cuando la respuesta fue incorrecta durante la realización de la tarea.

V.III.- Determinación de la existencia de diferencias entre el EEG previo al estímulo contexto y el EEG durante la realización de la tarea cuando las respuestas fueron correctas.

V.IV.- Determinación del coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG de la actividad previa al estímulo y el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue correcta y la determinación del coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG de la actividad previa al estímulo y el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue incorrecta.

V.V.- Análisis de las diferencias del coeficiente de correlación de Pearson entre la actividad previa al estímulo y la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue correcta vs. el coeficiente de correlación de Pearson entre la actividad previa al estímulo y la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue incorrecta.

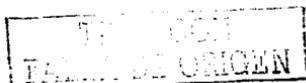
V.VI.- Análisis conductual durante la tarea.

V.I.- Análisis de las diferencias entre el EEG previo al estímulo contexto cuando la respuesta fue correcta y el EEG previo al estímulo contexto cuando la respuesta fue incorrecta.

Los resultados resumidos de la prueba de "t" para datos dependientes (t-pareada) para cada banda al comparar el EEG previo al estímulo contexto cuando la ejecución fue incorrecta contra el EEG previo al estímulo contexto cuando la ejecución fue correcta se presentan en la tabla 2; en dicha tabla se presentan solamente aquellas derivaciones para las cuales la diferencia de respuestas incorrectas menos respuestas correctas resultó significativa ( $p < 0.05$ ), ya que ninguna cumplió con el criterio de Bonferroni.

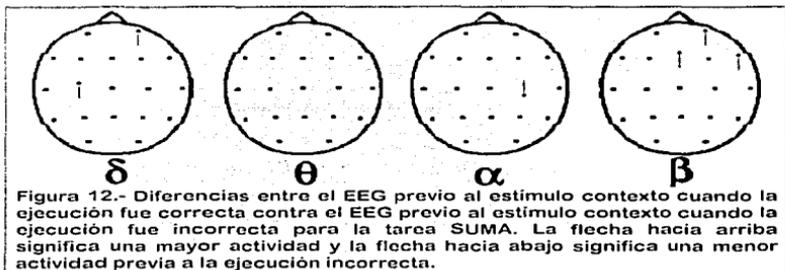
**Tabla 2**  
**PREcorr vs. PREinc**

Tarea	Banda	Derivación	Diferencia Incorr-Corr	Probabilidad Observada
SUMA	Delta	Fp2	0.122000	0.024681
		C3	0.086500	0.047275
		C4	-0.095000	0.041564
	Beta	Fp2	0.041000	0.049975
		F8	0.032500	0.044142
		Fz	0.050500	0.043389
ORIENTACIÓN ESPACIAL	Delta	C4	0.095000	0.046200
		P4	0.107500	0.013564
		O2	0.154500	0.005468
		T6	0.099000	0.043135
		Pz	0.125000	0.013978
		Oz	0.119000	0.01015
	Theta	F8	-0.079000	0.026748
		T4	-0.073000	0.042151
	Beta	F3	-0.063000	0.020823
	MEMORIA DE TRABAJO VERBAL	Delta	Fp1	0.217500
Fp2			0.269500	0.003744
C3		0.137000	0.047932	
C4		0.120500	0.020997	
P3		0.147500	0.005348	
P4		0.145000	0.004472	
O2		0.125500	0.048404	
F8		0.145000	0.027407	
T3		0.145000	0.017951	
T5		0.127500	0.037658	
Cz		0.116000	0.009366	
Pz		0.154500	0.007319	

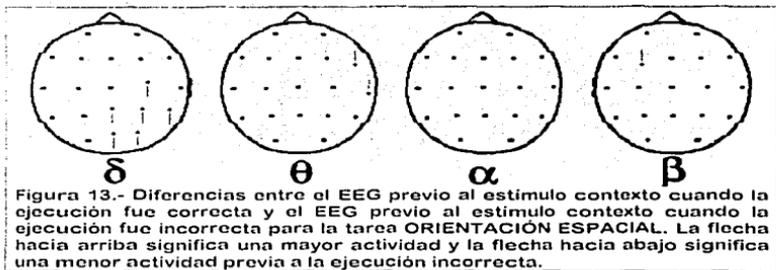


Estos resultados se presentan en forma gráfica para visualizarlos mejor en los mapas representados en las figuras 12, 13 y 14.

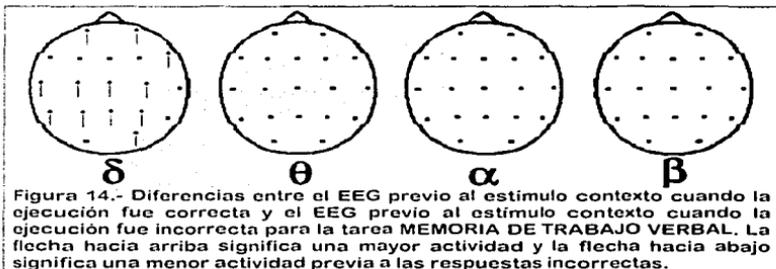
En la figura 12 podemos observar que en la tarea SUMA sólo hubo diferencias significativas entre el EEG de respuestas incorrectas y el EEG de respuestas correctas, previo al estímulo contexto, en algunas derivaciones para algunas bandas: en la banda delta se observa una mayor actividad asociada con la ejecución incorrecta en las derivaciones Fp2 y C3, en la banda alfa hay menor actividad asociada con la ejecución incorrecta en la derivación C4 y en la banda beta hay una mayor actividad asociada con la ejecución incorrecta en la región frontal derecha.



En la figura 13 podemos observar que en la tarea ORIENTACIÓN ESPACIAL se encontraron diferencias significativas entre el EEG de respuestas incorrectas y EEG de respuestas correctas, previo al estímulo contexto, en algunas derivaciones para algunas bandas: en la banda delta se observa una mayor actividad asociada con la ejecución incorrecta en la región posterior del hemisferio derecho y de la línea media, en la banda theta hay menor actividad asociada con la ejecución incorrecta en las derivaciones F8 y T4; en la banda beta hay una menor actividad asociada con la ejecución incorrecta en la derivación F3.



En la figura 14 podemos observar que en la tarea MEMORIA DE TRABAJO VERBAL sólo se encontraron diferencias significativas entre el EEG de respuestas incorrectas y el EEG de respuestas correctas, previo al estímulo contexto, en la banda delta, con una mayor actividad asociada con la ejecución incorrecta en áreas prefrontales, áreas centrales, región temporal izquierda y en zonas posteriores (parietales y occipital derecho).



V.II.- Análisis de las diferencias entre el EEG cuando la respuesta fue correcta y el EEG cuando la respuesta fue incorrecta durante la realización de la tarea.

Los resultados resumidos de la prueba de "t" para datos dependientes (t-pareada) para cada banda comparando el EEG durante la tarea cuando la respuesta fue incorrecta con el EEG durante la tarea cuando la respuesta fue correcta se presentan en la tabla 3, en dicha tabla se presentan solamente aquellas derivaciones para las cuales la diferencia de respuestas incorrectas menos respuestas correctas resultó significativa ( $p < 0.05$ ), ya que ninguna cumplió con el criterio de Bonferroni.

Estos resultados se presentan de forma gráfica para visualizarlos mejor en los mapas presentados en las figuras 15, 16 y 17.

**Tabla 3**  
**POST<sub>corr</sub> vs. POST<sub>inc</sub>**

Tarea	Banda	Derivación	Diferencia Incorr.-corr	Probabilidad Observada
SUMA	Theta	Fp2	-0.0985	0.03128
	Alfa	O2	-0.1395	0.04175
ORIENTACIÓN ESPACIAL	Delta	T6	-0.1345	0.03173
		C4	0.0965	0.04551
	F3	0.0810	0.04881	
	T3	0.1260	0.00760	
	Delta	Fp2	0.1775	0.00429
MEMORIA DE TRABAJO VERBAL	Delta	C4	0.0965	0.01901
		P4	0.1115	0.01935
		F8	0.1330	0.03171
	Theta	Cz	0.1085	0.02502
		Pz	0.1135	0.01757
		P3	-0.1040	0.01554
		P4	-0.0855	0.02424
		O1	-0.0970	0.00906
		O2	-0.1325	0.00517
	Alfa	T3	-0.1150	0.03173
		T6	-0.0960	0.02653
		Oz	-0.0905	0.04541
	Beta	P4	-0.1055	0.04531
		Oz	-0.1125	0.03824
		Beta	Pz	-0.0610



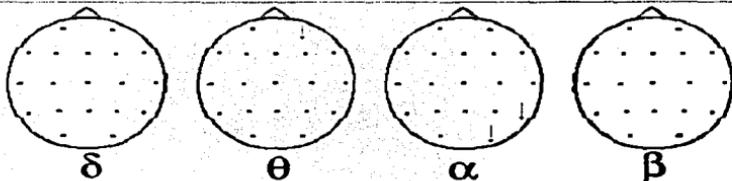


Figura 15.- Diferencias entre el EEG durante la tarea cuando la ejecución fue correcta y el EEG durante la tarea cuando la ejecución fue incorrecta, durante la realización de la tarea SUMA. La flecha hacia abajo significa una menor actividad durante la tarea cuando la respuesta fue incorrecta.

En la figura 15 podemos observar que en la tarea SUMA sólo se observan diferencias significativas en la banda theta, en la cual hay una menor actividad asociada con la ejecución incorrecta en la derivación Fp2, y en la banda alfa, en donde hay una menor actividad asociada con la ejecución incorrecta en las derivaciones T6 y O2.

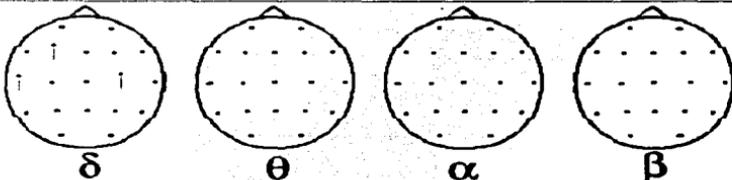
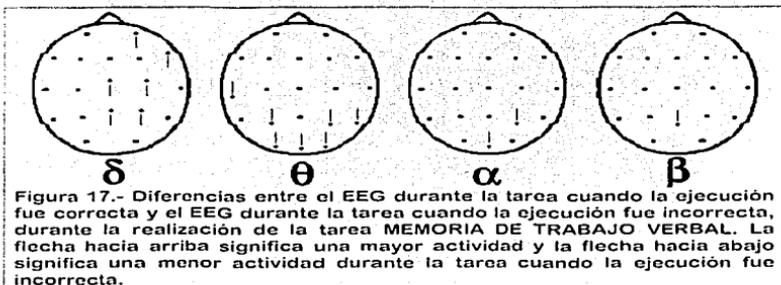


Figura 16.- Diferencias entre el EEG durante la tarea cuando la ejecución fue correcta y el EEG durante la tarea cuando la ejecución fue incorrecta, durante la realización de la tarea ORIENTACIÓN ESPACIAL. La flecha hacia arriba significa una mayor actividad y la flecha hacia abajo significa una menor actividad durante la tarea cuando la ejecución fue incorrecta.

En la figura 16 podemos observar que en la tarea de ORIENTACIÓN ESPACIAL sólo se observan diferencias significativas en la banda delta,



con una mayor actividad durante la ejecución incorrecta que durante la realización correcta de la tarea en las derivaciones F3, T3 y C4.



En la figura 17, podemos observar que durante la realización de la tarea MEMORIA DE TRABAJO VERBAL se observan diferencias significativas entre el EEG de respuestas incorrectas y el EEG de respuestas correctas en las cuatro bandas de frecuencia: en la banda delta, hay una mayor actividad asociada a la ejecución incorrecta en las derivaciones Fp2, C4, P4, F8, Cz, y Pz; pero en las restantes bandas se observó una menor actividad asociada a la ejecución incorrecta: en la banda theta, en las derivaciones P3, P4, O1, O2, T3, T6 y Oz; en la banda alfa, en las derivaciones P4 y Oz; y en la banda beta en Pz.

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

V.III.- Determinación de la existencia de diferencias entre el EEG previo al estímulo contexto y el EEG durante la realización de la tarea cuando las respuestas fueron correctas.

Los resultados resumidos de la prueba de "t" para datos dependientes (t-pareada) para cada banda al comparar el EEG durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue correcta con el EEG previo al estímulo contexto cuando la ejecución fue correcta se presenta en la tabla 4; en dicha tabla se presentan solamente aquellas derivaciones para las cuales la diferencia resultó significativa ( $p < 0.05$ ). En las figuras 18, 19 y 20 se presentan solamente aquellos resultados que satisficieron el criterio de Bonferroni.

Durante la realización de la tarea SUMA, respecto a la condición de reposo previa, hubo un incremento de la actividad delta y theta, principalmente en regiones frontales, y un decremento generalizado de la actividad alfa y beta (tabla 4), aunque éste tuvo un predominio posterior si se atiende a aquellas derivaciones que cumplieron con el criterio de Bonferroni (figura 18). Durante la realización de la tarea ORIENTACION ESPACIAL no se observaron diferencias significativas en la banda delta, pero se observó un decremento de la actividad theta, alfa y beta (tabla 4); en la banda theta esto ocurrió en regiones posteriores y en las bandas alfa y beta fue generalizado; sin embargo, sólo cumplieron con el criterio de Bonferroni la disminución de la potencia absoluta alfa en T5 y O1; y de la potencia absoluta beta en regiones frontocentrales (figura 19). En relación al estado de reposo previo, durante la realización de la tarea de MEMORIA DE TRABAJO VERBAL se observó un decremento generalizado de la actividad alfa y un decremento de la actividad theta y beta en regiones posteriores (tabla 4); pero sólo satisficieron el criterio de Bonferroni el decremento de alfa prácticamente generalizado y el decremento de la actividad beta en C4 y Cz (figura 20).

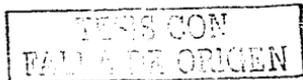


Tabla 4  
PREcorr vs. POSTcorr

Tarea	Banda	Derivación	Diferencia post-pre	P. observada
SUMA	Delta	Fp1	0.2565	0.000046*
		Fp2	0.1785	0.000093*
		F3	0.2250	0.000002*
		F4	0.1845	0.000025*
		C3	0.1590	0.000540*
		C4	0.1380	0.000823*
		F7	0.2855	0.000145*
		F8	0.1470	0.000919*
		T3	0.2040	0.000061*
		T4	0.1285	0.003468
		Fz	0.2105	0.000007*
		Cz	0.1390	0.001450*
	Theta	Fp1	0.3465	0.000147*
		Fp2	0.3625	0.000004*
		F3	0.2660	0.000026*
		F4	0.2720	0.000126*
		C3	0.1015	0.029687
		F7	0.2150	0.007939
		F8	0.2075	0.000251*
		T3	0.1040	0.028445
		T4	0.1085	0.012322
		Fz	0.4500	0.000003*
		Cz	0.1315	0.004387
		Alfa	Fp1	-0.2675
	Fp2		-0.2930	0.006423
	F3		-0.3255	0.004153
	F4		-0.3535	0.002079*
	C3		-0.3860	0.000298*
	C4		-0.3930	0.000333*
	P3		-0.5745	0.000003*
	P4		-0.5735	0.000013*
	O1		-0.7255	0.000001*
	O2		-0.7405	0.000001*
	F8		-0.2320	0.031218
	T3		-0.2220	0.016716
	T4	-0.2230	0.013056	
T5	-0.5430	0.000001*		
T6	-0.5750	0.000085*		
Fz	-0.3295	0.004524		
Cz	-0.4060	0.000338*		
Pz	-0.5860	0.000013*		
Oz	-0.6860	0.000000*		

El asterisco indica que cumple con el criterio de Bonferroni

TRABAJOS CON  
FACILIDAD EN  
INGENIERIA

Tabla 4 (continuación)  
PREcorr vs. POSTcorr

Tarea	Banda	Derivacion	Diferencia post-pre	Probabilidad observada		
SUMA	Beta	Fp2	-0.0705	0.039573		
		F3	-0.1640	0.001065*		
		F4	-0.1345	0.002033*		
		C3	-0.1905	0.000017*		
		C4	-0.1960	0.000002*		
		P3	-0.2175	0.000004*		
		P4	-0.2050	0.000005*		
		O1	-0.1560	0.001272*		
		O2	-0.1335	0.018511		
		T3	-0.0720	0.011404		
		T4	-0.0710	0.027820		
		T5	-0.0820	0.016861		
		Fz	-0.1265	0.004347		
		Cz	-0.1865	0.000006*		
		Pz	-0.2220	0.000003*		
		Oz	-0.1735	0.000219*		
		ORIENTACION ESPACIAL	Theta	F4	-0.0680	0.036694
				C3	-0.0805	0.037678
				C4	-0.0965	0.028489
				P3	-0.1425	0.020345
P4	-0.1445			0.015226		
O1	-0.1785			0.009568		
O2	-0.1925			0.008700		
F7	-0.0680			0.036694		
T5	-0.1265			0.013606		
T6	-0.1490			0.008685		
Pz	-0.1535			0.015043		
Oz	-0.1780			0.009914		
ORIENTACION ESPACIAL	Alfa			Fp1	-0.2175	0.020596
				Fp2	-0.2010	0.033635
		F3	-0.2420	0.007631		
		F4	-0.2530	0.006178		
		C3	-0.2530	0.003737		
		C4	-0.2925	0.003774		
		P3	-0.3365	0.002897		
		P4	-0.3610	0.005499		
		O1	-0.4505	0.00109*		
		O2	-0.4570	0.002791		
		F7	-0.2000	0.022983		
		F8	-0.1970	0.037596		
		T3	-0.1950	0.007249		
		T4	-0.2950	0.027520		
		T5	-0.3820	0.000549*		
		T6	-0.4035	0.006818		
		Fz	-0.2375	0.011276		
		Cz	-0.2685	0.003326		
Pz	-0.3455	0.004548				
Oz	-0.3920	0.006058				

El asterisco indica que cumple con el criterio de Bonferroni.



Tabla 4 (continuación)  
PREcorr vs. POSTcorr

Tarea	Banda	Derivacion	Diferencia pst-pre	Probabilidad observada	
ORIENTACIÓN ESPACIAL	Beta	Fp1	-0.0820	0.016407	
		F3	-0.1380	0.000037*	
		F4	-0.1085	0.000354*	
		C3	-0.1460	0.000169*	
		C4	-0.1450	0.000079*	
		P3	-0.1365	0.0047	
		P4	-0.1365	0.002815	
		O1	-0.1325	0.008552	
		O2	-0.1215	0.040168	
		F7	-0.0745	0.008937	
		F8	-0.2950	0.005591	
		T3	-0.0685	0.024736	
		T4	-0.0865	0.02762	
		T5	-0.0890	0.019706	
		Fz	-0.1070	0.001272*	
Cz	-0.1275	0.000143*			
Pz	-0.1285	0.007849			
Oz	-0.1245	0.02306			
MEMORIA DE TRABAJO VERBAL	Delta	Oz	-0.0780	0.035591	
	Theta	C3	-0.1832	0.018072	
		C4	-0.1425	0.008634	
		P3	-0.1455	0.021756	
		P4	-0.1645	0.016358	
		O1	-0.1580	0.027416	
		O2	-0.1770	0.028011	
		T4	-0.0930	0.049198	
		T5	-0.1225	0.028620	
		Cz	-0.1130	0.016303	
		Pz	-0.1775	0.011965	
		Oz	-0.1765	0.014337	
		Alfa	Fp1	-0.2900	0.00251
			Fp2	-0.2915	0.003552
	F3		-0.3080	0.000980*	
F4	-0.3320		0.001043*		
C3	-0.2950		0.001443*		
C4	-0.3000		0.001459*		
P3	-0.3660		0.000989*		
P4	-0.3750		0.002142*		
O1	-0.4420	0.000677*			
O2	-0.4235	0.001561*			

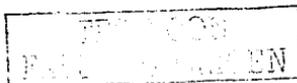
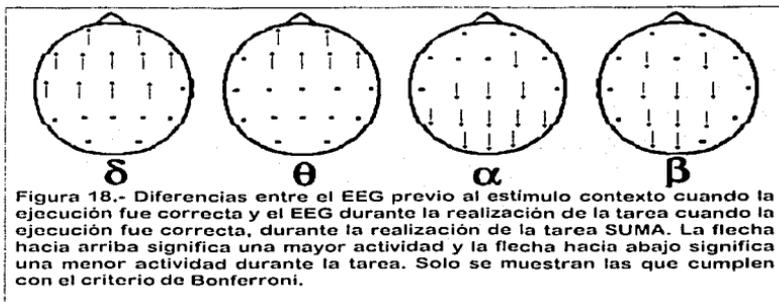
El asterisco indica que cumple con el criterio de Bonferroni

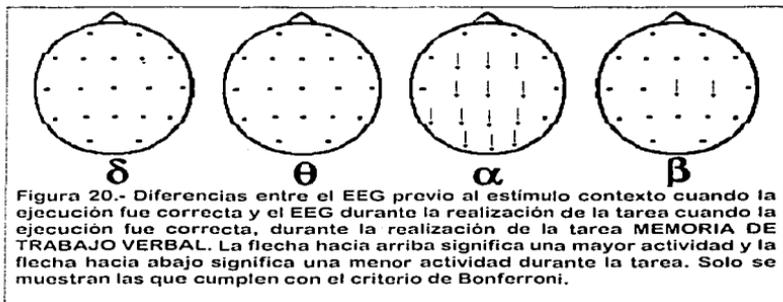
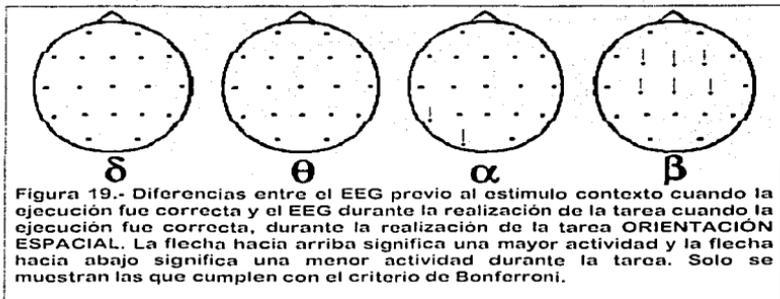
INSTITUTO  
NACIONAL DE  
PSICOLOGIA  
PALER DE ORIGEN

Tabla 4 (continuación)  
PREcorr vs. POSTcorr

Tarea	Banda	Derivación	Diferencia post-pre	Probabilidad observada
MEMORIA DE TRABAJO VERBAL	Alfa	F7	-0.2575	0.004872
		F8	-0.2950	0.004988
		T3	-0.1980	0.012631
		T4	-0.2460	0.011926
		T5	-0.3335	0.001172*
		T6	-0.3600	0.004263
		Fz	-0.3315	0.000808*
		Cz	-0.3465	0.000754*
		Pz	-0.3755	0.002088*
	Oz	-0.4255	0.000993*	
	Beta	F3	-0.0815	0.032323
		C3	-0.0860	0.003428
		C4	-0.1220	0.000282*
		P3	-0.0990	0.007962
		P4	-0.0960	0.0076
		O1	-0.0835	0.027167
		T3	-0.0350	0.047518
		Fz	-0.0750	0.025306
		Cz	-0.1105	0.000681*
Pz		-0.1210	0.002597	
Oz	-0.0850	0.017437		

El asterisco indica que cumple con el criterio de Bonferroni.





V.IV.- Determinación del coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG de la actividad previa al estímulo y el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue correcta y la determinación del coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG de la actividad previa al estímulo y el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue incorrecta.

Los resultados del coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG de la actividad previa al estímulo y el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue correcta y la determinación del coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG de la actividad previa al estímulo y el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución incorrecta, que fueron significativos para alguna de las 2 condiciones (ejecución correcta o incorrecta) se resumen por tarea, banda y derivación en la tabla 5.

En la tabla 5 podemos observar que cuando la ejecución es correcta el valor del coeficiente de correlación de Pearson es muy significativo en casi todas las derivaciones (238 de 240), cumpliendo el criterio de Bonferroni en todas las derivaciones y bandas en las tareas SUMA y MEMORIA DE TRABAJO VERBAL. En cambio para la tarea de ORIENTACIÓN ESPACIAL, en todas las derivaciones y bandas se cumplió el criterio de Bonferroni excepto en la banda delta para las derivaciones Fp1 y Fp2, en las que la correlación, pese a ser significativa, no cumple el criterio de Bonferroni. Cuando la ejecución fue incorrecta, el valor del coeficiente de correlación de Pearson también fue muy significativo en casi todas las derivaciones (222 de 240), presentándose 18 valores de correlación que no cumplieron el criterio de Bonferroni, de las cuales 7 no fueron significativas ( $p > 0.05$ ).

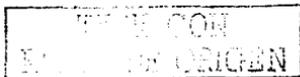


Tabla 5

Coefficiente de correlación de Pearson entre el EEG de la actividad previa al estímulo contra el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue correcta y coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG de la actividad previa al estímulo contra el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue incorrecta, por tarea, banda y derivación.

Tarea	Banda	Derivación	Correcta		Incorrecta	
			r	P observada	r	P observada
SUMA	Delta	Fp1	0.804	0.000**	0.677	0.001**
		Fp2	0.886	0.000**	0.898	0.000**
		F3	0.864	0.000**	0.819	0.000**
		F4	0.842	0.000**	0.73	0.000**
		C3	0.781	0.000**	0.751	0.000**
		C4	0.728	0.000**	0.823	0.000**
		P3	0.684	0.001**	0.794	0.000**
		P4	0.729	0.000**	0.723	0.000**
		O1	0.801	0.000**	0.756	0.000**
		O2	0.701	0.001**	0.73	0.000 ns
		F7	0.738	0.000**	0.414	0.069 ns
		F8	0.854	0.000**	0.732	0.000**
		T3	0.838	0.000**	0.691	0.001**
		T4	0.823	0.000**	0.87	0.000**
		T5	0.78	0.000**	0.784	0.000**
	T6	0.78	0.000**	0.904	0.000**	
	Fz	0.833	0.000**	0.814	0.000**	
	Cz	0.769	0.000**	0.652	0.002**	
	Pz	0.731	0.000**	0.709	0.000**	
	Oz	0.754	0.000**	0.781	0.000**	
	Theta	Fp1	0.853	0.000**	0.878	0.000**
		Fp2	0.817	0.000**	0.739	0.000**
		F3	0.886	0.000**	0.867	0.000**
		F4	0.833	0.000**	0.665	0.001**
		C3	0.914	0.000**	0.893	0.000**
		C4	0.949	0.000**	0.802	0.000**
		P3	0.862	0.000**	0.853	0.000**
		P4	0.876	0.000**	0.876	0.000**
		O1	0.866	0.000**	0.94	0.000**
		O2	0.758	0.000**	0.74	0.000**
F7		0.698	0.001**	0.612	0.004**	
F8		0.907	0.000**	0.762	0.000**	
T3		0.918	0.000**	0.931	0.000**	
T4		0.927	0.000**	0.852	0.000**	
T5		0.909	0.000**	0.869	0.000**	
T6	0.887	0.000**	0.785	0.000**		
Fz	0.829	0.000**	0.714	0.000**		
Cz	0.911	0.000**	0.76	0.000**		
Pz	0.829	0.000**	0.851	0.000**		
Oz	0.805	0.000**	0.94	0.000**		

ns= no significativo; \* = no cumple Bonferroni; \*\* = cumple Bonferroni.



Tabla 5 (continuación)

Coefficiente de correlación de Pearson entre el EEG de la actividad previa al estímulo contra el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue correcta y coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG de la actividad previa al estímulo contra el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue incorrecta, por tarea, banda y derivación.

Tarea	Banda	Derivación	Correcta		Incorrecta	
			r	P. observada	r	P. observada
SUMA	Alfa	Fp1	0.758	0.000**	0.707	0.000**
		Fp2	0.717	0.000**	0.657	0.002**
		F3	0.678	0.001**	0.554	0.011**
		F4	0.64	0.002**	0.553	0.011**
		C3	0.864	0.000**	0.756	0.000**
		C4	0.861	0.000**	0.787	0.000**
		P3	0.94	0.000**	0.868	0.000**
		P4	0.878	0.000**	0.759	0.000**
		O1	0.858	0.000**	0.678	0.001**
		O2	0.874	0.000**	0.807	0.000**
		F7	0.844	0.000**	0.69	0.001**
		F8	0.756	0.000**	0.675	0.001**
		T3	0.902	0.000**	0.844	0.000**
		T4	0.897	0.000**	0.815	0.000**
	T5	0.916	0.000**	0.89	0.000**	
	T6	0.801	0.000**	0.802	0.000**	
	Fz	0.674	0.001**	0.569	0.009**	
	Cz	0.935	0.000**	0.706	0.000**	
	Pz	0.911	0.000**	0.779	0.000**	
	Oz	0.896	0.000**	0.72	0.000**	
	Beta	Fp1	0.986	0.000**	0.969	0.000**
		Fp2	0.973	0.000**	0.805	0.000**
		F3	0.885	0.000**	0.825	0.000**
		F4	0.9	0.000**	0.836	0.000**
		C3	0.957	0.000**	0.776	0.000**
		C4	0.964	0.000**	0.918	0.000**
P3		0.962	0.000**	0.884	0.000**	
P4		0.965	0.000**	0.91	0.000**	
O1		0.935	0.000**	0.857	0.000**	
O2		0.948	0.000**	0.907	0.000**	
F7		0.966	0.000**	0.959	0.000**	
F8		0.938	0.000**	0.874	0.000**	
T3	0.994	0.000**	0.789	0.000**		
T4	0.998	0.000**	0.476	0.034*		
T5	0.969	0.000**	0.891	0.000**		
T6	0.929	0.000**	0.896	0.000**		
Fz	0.892	0.000**	0.816	0.000**		
Cz	0.959	0.000**	0.874	0.000**		
Pz	0.967	0.000**	0.909	0.000**		
Oz	0.945	0.000**	0.89	0.000**		

ns\* no significativo; \* no cumple Bonferroni; \*\* cumple Bonferroni.



Tabla 5 (continuación)

Coefficiente de correlación de Pearson entre el EEG de la actividad previa al estímulo contra el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue correcta y coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG de la actividad previa al estímulo contra el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue incorrecta, por tarea, banda y derivación.

Tarea	Banda	Derivación	Correcta		Incorrecta	
			r	P.	r	P.
				observada		observada
ORIENTACION ESPACIAL	Delta	Fp1	0.56	0.010*	0.404	0.077ns
		Fp2	0.626	0.003*	0.561	0.010*
		F3	0.896	0.000**	0.69	0.001**
		F4	0.915	0.000**	0.56	0.010*
		C3	0.819	0.000**	0.822	0.000**
		C4	0.83	0.000**	0.672	0.001**
		P3	0.785	0.000**	0.85	0.000**
		P4	0.868	0.000**	0.933	0.000**
		O1	0.843	0.000**	0.655	0.002**
		O2	0.812	0.000**	0.917	0.000**
		F7	0.889	0.000**	0.527	0.017*
		F8	0.842	0.000**	0.625	0.003*
		T3	0.817	0.000**	0.68	0.001**
		T4	0.89	0.000**	0.794	0.000**
	T5	0.739	0.000**	0.714	0.000**	
	T6	0.891	0.000**	0.939	0.000**	
	Fz	0.882	0.000**	0.599	0.005*	
	Cz	0.885	0.000**	0.665	0.001**	
	Pz	0.79	0.000**	0.864	0.000**	
	Oz	0.836	0.000**	0.877	0.000**	
	Theta	Fp1	0.935	0.000**	0.903	0.000**
		Fp2	0.933	0.000**	0.87	0.000**
		F3	0.931	0.000**	0.851	0.000**
		F4	0.939	0.000**	0.866	0.000**
		C3	0.939	0.000**	0.922	0.000**
		C4	0.936	0.000**	0.922	0.000**
		P3	0.92	0.000**	0.932	0.000**
		P4	0.957	0.000**	0.933	0.000**
O1		0.88	0.000**	0.913	0.000**	
O2		0.877	0.000**	0.87	0.000**	
F7		0.953	0.000**	0.898	0.000**	
F8		0.95	0.000**	0.92	0.000**	
T3		0.934	0.000**	0.892	0.000**	
T5		0.958	0.000**	0.954	0.000**	
T6	0.946	0.000**	0.939	0.000**		
T6	0.955	0.000**	0.931	0.000**		
Fz	0.941	0.000**	0.872	0.000**		
Cz	0.949	0.000**	0.899	0.000**		
Pz	0.923	0.000**	0.911	0.000**		
Oz	0.911	0.000**	0.892	0.000**		

ns= no significativo, \* = no cumple Bonferroni, \*\*=Cumple Bonferroni



Tabla 5 (continuación)

Coefficiente de correlación de Pearson entre el EEG de la actividad previa al estímulo contra el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue correcta y coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG de la actividad previa al estímulo contra el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue incorrecta, por tarea, banda y derivación.

Tarea	Banda	Derivación	Correcta		Incorrecta	
			r	P. observada	r	P. observada
ORIENTACION ESPACIAL	Alfa	Fp1	0.789	0.000**	0.711	0.000**
		Fp2	0.754	0.000**	0.679	0.001**
		F3	0.816	0.000**	0.808	0.000**
		F4	0.782	0.000**	0.773	0.000**
		C3	0.915	0.000**	0.938	0.000**
		C4	0.88	0.000**	0.934	0.000**
		P3	0.945	0.000**	0.926	0.000**
		P4	0.954	0.000**	0.964	0.000**
		O1	0.954	0.000**	0.754	0.000**
		O2	0.941	0.000**	0.899	0.000**
		F7	0.907	0.000**	0.848	0.000**
		F8	0.753	0.000**	0.723	0.000**
		T3	0.94	0.000**	0.939	0.000**
		T4	0.898	0.000**	0.924	0.000**
		T5	0.971	0.000**	0.853	0.000**
		T6	0.901	0.000**	0.91	0.000**
	Fz	0.791	0.000**	0.79	0.000**	
	Cz	0.894	0.000**	0.95	0.000**	
	Fz	0.936	0.000**	0.931	0.000**	
	Oz	0.938	0.000**	0.849	0.000**	
	Beta	Fp1	0.986	0.000**	0.977	0.000**
		Fp2	0.956	0.000**	0.948	0.000**
		F3	0.967	0.000**	0.912	0.000**
		F4	0.967	0.000**	0.896	0.000**
C3		0.962	0.000**	0.93	0.000**	
C4		0.976	0.000**	0.912	0.000**	
P3		0.941	0.000**	0.952	0.000**	
P4		0.974	0.000**	0.956	0.000**	
O1		0.942	0.000**	0.931	0.000**	
O2		0.95	0.000**	0.954	0.000**	
F7		0.983	0.000**	0.939	0.000**	
F8		0.905	0.000**	0.929	0.000**	
T3	0.996	0.000**	0.994	0.000**		
T4	0.993	0.000**	0.974	0.000**		
T5	0.961	0.000**	0.934	0.000**		
T6	0.936	0.000**	0.882	0.000**		
Fz	0.955	0.000**	0.879	0.000**		
Cz	0.973	0.000**	0.9	0.000**		
Pz	0.956	0.000**	0.938	0.000**		
Oz	0.937	0.000**	0.963	0.000**		

ns= no significativo; \* no cumple Bonferroni; \*\*cumple Bonferroni.



Tabla 5 (continuación)

Coefficiente de correlación de Pearson entre el EEG de la actividad previa al estímulo contra el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue correcta y coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG de la actividad previa al estímulo contra el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue incorrecta, por tarea, banda y derivación.

Tarea	Banda	Derivación	Correcta		Incorrecta	
			r	P. observada	r	P. observada
MEMORIA DE TRABAJO VERBAL	Delta	Fp1	0.875	0.000**	0.181	0.445ns
		Fp2	0.828	0.000**	0.356	0.123ns
		F3	0.886	0.000**	0.343	0.139 ns
		F4	0.885	0.000**	0.532	0.016*
		C3	0.856	0.000**	0.641	0.002**
		C4	0.826	0.000**	0.704	0.001**
		P3	0.843	0.000**	0.828	0.000**
		P4	0.86	0.000**	0.728	0.000**
		O1	0.864	0.000**	0.774	0.000**
		O2	0.871	0.000**	0.733	0.000**
		F7	0.838	0.000**	0.435	0.058ns
		F8	0.872	0.000**	0.578	0.008*
		T3	0.853	0.000**	0.809	0.000**
		T4	0.931	0.000**	0.838	0.000**
		T5	0.86	0.000**	0.793	0.000**
		T6	0.888	0.000**	0.825	0.000**
	Fz	0.877	0.000**	0.424	0.062ns	
	Cz	0.852	0.000**	0.567	0.001**	
	Pz	0.86	0.000**	0.752	0.000**	
	Oz	0.92	0.000**	0.721	0.000**	
	Theta	Fp1	0.929	0.000**	0.796	0.000**
		Fp2	0.895	0.000**	0.81	0.000**
		F3	0.904	0.000**	0.783	0.000**
		F4	0.881	0.000**	0.84	0.000**
		C3	0.91	0.000**	0.842	0.000**
		C4	0.943	0.000**	0.831	0.000**
		P3	0.937	0.000**	0.858	0.000**
		P4	0.924	0.000**	0.864	0.000**
		O1	0.915	0.000**	0.885	0.000**
		O2	0.86	0.000**	0.892	0.000**
		F7	0.91	0.000**	0.882	0.001**
		F8	0.899	0.000**	0.857	0.000**
T3		0.932	0.000**	0.934	0.000**	
T4		0.882	0.000**	0.901	0.000**	
T5		0.895	0.000**	0.887	0.000**	
T6		0.86	0.000**	0.903	0.000**	
Fz	0.916	0.000**	0.847	0.000**		
Cz	0.919	0.000**	0.854	0.000**		
Pz	0.944	0.000**	0.838	0.000**		
Oz	0.843	0.000**	0.883	0.000**		

ns= no significativo; \* no cumple Bonferroni; \*\*cumple Bonferroni

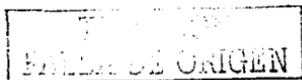


Tabla 5 (continuación)

Coefficiente de correlación de Pearson entre el EEG de la actividad previa al estímulo contra el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue correcta y coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG de la actividad previa al estímulo contra el EEG de la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue incorrecta, por tarea, banda y derivación.

Tarea	Banda	Derivación	Correcta		Incorrecta	
			r	P.	r	P.
				observada		observada
MEMORIA DE TRABAJO VERBAL	Alfa	Fp1	0.734	0.000**	0.655	0.002**
		Fp2	0.661	0.001**	0.666	0.001**
		F3	0.724	0.000**	0.699	0.001**
		F4	0.638	0.002**	0.721	0.000**
		C3	0.874	0.000**	0.871	0.000**
		C4	0.847	0.000**	0.864	0.000**
		P3	0.926	0.000**	0.862	0.000**
		P4	0.941	0.000**	0.858	0.000**
		O1	0.943	0.000**	0.639	0.002**
		O2	0.963	0.000**	0.786	0.000**
		F7	0.891	0.000**	0.757	0.000**
		F8	0.702	0.001**	0.797	0.000**
		T3	0.906	0.000**	0.856	0.000**
		T4	0.882	0.000**	0.869	0.000**
		T5	0.945	0.000**	0.784	0.000**
		T6	0.928	0.000**	0.805	0.000**
	Fz	0.681	0.000**	0.739	0.000**	
	Cz	0.825	0.000**	0.793	0.000**	
	Pz	0.912	0.000**	0.851	0.000**	
	Oz	0.94	0.000**	0.599	0.005**	
	Beta	Fp1	0.957	0.000**	0.968	0.000**
		Fp2	0.92	0.000**	0.955	0.000**
		F3	0.916	0.000**	0.919	0.000**
		F4	0.885	0.000**	0.943	0.000**
		C3	0.969	0.000**	0.906	0.000**
		C4	0.971	0.000**	0.944	0.000**
		P3	0.95	0.000**	0.876	0.000**
		P4	0.969	0.000**	0.897	0.000**
O1		0.95	0.000**	0.926	0.000**	
O2		0.963	0.000**	0.933	0.000**	
F7		0.957	0.000**	0.968	0.000**	
F8		0.971	0.000**	0.893	0.000**	
T3	0.993	0.000**	0.922	0.000**		
T4	0.995	0.000**	0.997	0.000**		
T5	0.977	0.000**	0.906	0.000**		
T6	0.953	0.000**	0.923	0.000**		
Fz	0.952	0.000**	0.909	0.000**		
Cz	0.967	0.000**	0.902	0.000**		
Pz	0.958	0.000**	0.902	0.000**		
Oz	0.957	0.000**	0.91	0.000**		

ns= no significativo; \* no cumple Bonferroni; \*\* cumple Bonferroni.



Estos valores se encontraron en la tarea SUMA en las bandas delta (F7 con  $p > 0.05$ ), theta (F7 con  $0.0025 < p < 0.05$ ) y alfa (F3 y F4 con  $0.0025 < p < 0.05$ ); en la tarea de ORIENTACIÓN ESPACIAL en la banda delta (Fp1 con  $p > 0.05$ ; Fp2, F4, F7, F8 y Fz con  $0.0025 < p < 0.05$ ); y en la tarea de MEMORIA DE TRABAJO VERBAL en las bandas delta (Fp1, Fp2, F3, F7 y Fz con  $p > 0.05$ ; F3 y F8 con  $0.0025 < p < 0.05$ ); y alfa (Oz con  $0.0025 < p < 0.05$ ).

Una comparación cualitativa de los datos presentados en la tabla 5 se resume en la tabla 6, en donde podemos observar que cuando la ejecución es correcta la actividad eléctrica cerebral previa al estímulo está ligeramente más correlacionada con la actividad durante la ejecución de la tarea que cuando la ejecución fue incorrecta, sin embargo, esta diferencia no es significativa.

Tabla 6

Comparación cualitativa de los coeficientes de correlación de Pearson.

Ejecución	Tarea	Número de correlaciones calculadas	Número de correlaciones significativas ( $p < 0.05$ )	Número de correlaciones significativas que cumplen el criterio de Bonferroni ( $p < 0.0025$ )
Correcta	SUMA	80	80	80
	ORIENTACION ESPACIAL	80	80	78
	MEMORIA DE TRABAJO VERBAL	80	80	80
Incorrecta	SUMA	80	79	75
	ORIENTACION ESPACIAL	80	79	74
	MEMORIA DE TRABAJO VERBAL	80	75	72



V.V.- Análisis de las diferencias entre el coeficiente de correlación de Pearson entre la actividad previa al estímulo y la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue correcta y el coeficiente de correlación de Pearson entre la actividad previa al estímulo y la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue incorrecta.

Los resultados obtenidos al analizar las diferencias del coeficiente de correlación de Pearson entre la actividad previa al estímulo y la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue correcta y el coeficiente de correlación de Pearson entre la actividad previa al estímulo y la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue incorrecta para cada tarea, banda y derivación se presentan en la tabla 7; en dicha tabla se presentan solamente aquellas comparaciones para las cuales la diferencia de la correlación de ejecuciones correctas menos la correlación de ejecuciones incorrectas resultó significativa ( $p < 0.05$ ). Llama la atención que en todas las diferencias que resultaron significativas fue mayor el valor del coeficiente de correlación cuando la ejecución fue correcta que cuando fue incorrecta.

Estos resultados se presentan de forma gráfica para su mejor visualización en los mapas de las figuras 21, 22 y 23.

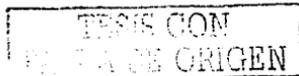
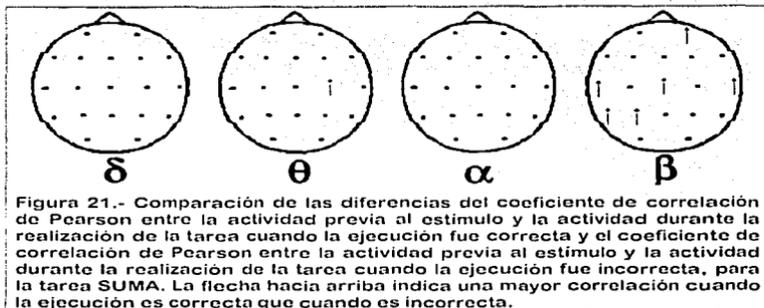


Tabla 7

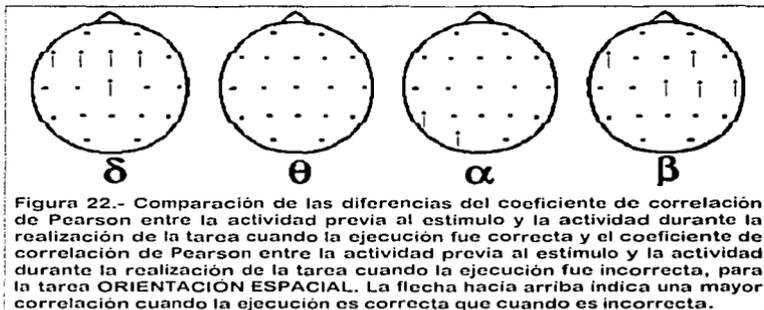
Resultados de la comparación del coeficiente de correlación de Pearson entre la actividad previa al estímulo y la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue correcta con el coeficiente de correlación de Pearson entre la actividad previa al estímulo y la actividad durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue incorrecta.

Tarea	Banda	Derivación	r-correctas	r-incorrectas	z	Probabilidad obtenida
SUMA	Theta	C4	0.949	0.802	2.0917	0.0145
		Fp2	0.973	0.805	3.0119	0.0013
		P3	0.962	0.884	1.6860	0.0455
		T3	0.994	0.789	5.3478	0.000001
		T4	0.998	0.476	8.5586	0.00019
	Beta	T5	0.969	0.891	1.8918	0.0294
		Cz	0.959	0.874	1.7912	0.0446
		F3	0.896	0.690	1.7598	0.0392
		F4	0.915	0.560	2.6956	0.0035
		F7	0.889	0.527	2.4232	0.0078
ORIENTACION ESPACIAL	Delta	Fz	0.882	0.599	2.0208	0.0217
		Cz	0.885	0.665	1.7395	0.0409
		O1	0.954	0.754	2.6016	0.0047
		T5	0.971	0.853	2.4561	0.0069
		F4	0.967	0.896	1.7259	0.0416
	Beta	C4	0.976	0.912	1.9420	0.0262
		F7	0.983	0.939	1.8952	0.0287
		T4	0.993	0.974	1.9268	0.0265
		Cz	0.973	0.900	1.9636	0.0250
		Fp1	0.875	0.181	3.4140	0.0003
MEMORIA DE TRABAJO VERBAL	Delta	Fp2	0.828	0.356	2.3599	0.0091
		F3	0.886	0.343	3.0492	0.0012
		F4	0.885	0.532	2.3483	0.0094
		F7	0.838	0.435	2.1819	0.0146
		F8	0.872	0.578	1.9881	0.0233
	Theta	Fz	0.877	0.424	2.6533	0.0040
		Oz	0.920	0.721	1.9805	0.0239
		C4	0.943	0.831	1.6709	0.0475
		F7	0.910	0.682	2.0253	0.0212
		F3	0.943	0.639	2.9386	0.0017
Alfa	O2	0.963	0.786	2.6962	0.0035	
	T5	0.945	0.784	2.1201	0.0170	
	Oz	0.940	0.599	3.0509	0.0011	
	C3	0.969	0.906	1.6645	0.0485	
	P4	0.969	0.897	1.8047	0.0359	
Beta	F8	0.971	0.893	1.9620	0.0250	
	T3	0.993	0.922	3.5672	0.0002	
	T5	0.977	0.906	2.1055	0.0174	

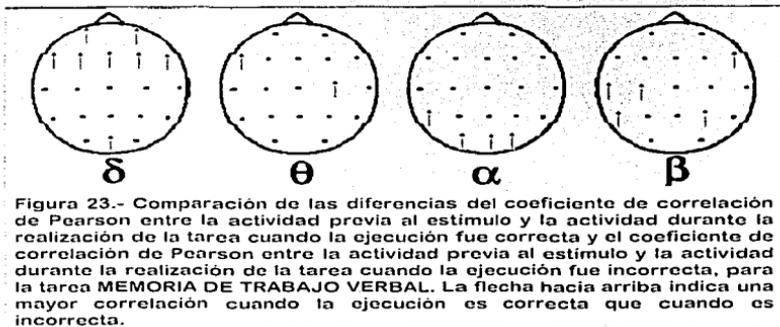




En la figura 21 podemos observar para la tarea SUMA que la correlación cuando la ejecución es correcta es mayor que la correlación cuando la ejecución es incorrecta, en la banda theta en la derivación C4; y en la banda beta en las derivaciones Fp2, P3, T3, T4, T5 y Cz.



En la figura 22 podemos observar para la tarea **ORIENTACIÓN ESPACIAL**, que la correlación cuando la ejecución es correcta es mayor en la banda delta en las derivaciones F3, F4, F7, Fz y Cz; en la banda alfa en las derivaciones O1 y T5; y en la banda beta en las derivaciones F4, C4, F7, T4 y Cz.



En la figura 23 podemos observar para la tarea **MEMORIA DE TRABAJO VERBAL**, que la correlación cuando la ejecución es correcta es mayor en la banda delta en las derivaciones Fp1, Fp2, F3, F4, F7, F8, Fz y Oz; en la banda theta en las derivaciones C4 y F7; en la banda alfa en las derivaciones O1, O2, T5 y Oz; y en la banda beta en las derivaciones C3, P4, F8, T3 y T5.

#### V. VI.- Análisis conductual durante las tareas.

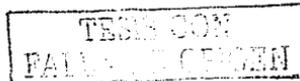
Los resultados del análisis conductual se presentan en la tabla 8, éstos nos dan información sobre si se mantenía constante la ejecución (evaluada por el tiempo de reacción y el número de respuestas correctas) a lo largo de

toda la tarea, si los errores consistían más en omisiones (el sujeto no responde) que en fallos (el sujeto responde en forma diferente a la correcta), así como si había alguna relación entre el tiempo de reacción y el hecho de que la respuesta fuera o no correcta.

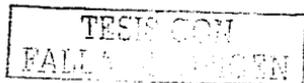
**Tabla 8**  
**Resultados de la prueba t-Student para muestras dependientes (t-pareada)**  
**en el análisis conductual.**

Tarea	Tiempo de reacción					
	Incorrectas-Correctas		Correctas finales - Correctas iniciales		Incorrectas finales- Incorrectas iniciales	
	Diferencia	p	Diferencia	p	Diferencia	p
SUMA	260.386	0.000011**	-94.79271	0.208644	-58.4103	0.145866
ORIENTACIÓN ESPACIAL	76.4746	0.000743**	-98.3265	0.159804	-86.2063	0.087593
MEMORIA DE TRABAJO VERBAL	132.847	0.000369**	-28.8829	0.786998	-76.7105	0.01888*
Omisiones y fallos						
Tarea	Fallos - Omisiones		Fallo final - Fallo inicial		Omisión final - Omisión inicial	
	Diferencia	p	Diferencia	p	Diferencia	p
SUMA	29.894*	0.0000001**	-2.94737	0.010737*	0.210526	0.7004
ORIENTACIÓN ESPACIAL	-23.25	0.000008**	2.35	0.1574	-0.65	0.320899
MEMORIA DE TRABAJO VERBAL	-6.4	0.001387**	0.1	0.8759	-0.05	0.862777

1. Al comparar los tiempos de reacción promedio a lo largo de toda la tarea cuando la respuesta fue incorrecta menos los tiempos de reacción cuando la respuesta fue correcta, se encontró que el tiempo de reacción promedio de las respuestas incorrectas fue significativamente mayor que el tiempo de reacción promedio de las respuestas correctas en todas las tareas: SUMA ( $p=0.000011$ ), ORIENTACIÓN ESPACIAL ( $p=0.000743$ ) y MEMORIA DE TRABAJO VERBAL ( $p=0.000369$ ).



2. Al comparar los tiempos de reacción en los primeros 50 ensayos contra los tiempos de reacción en los últimos 50 ensayos cuando la respuesta fue correcta, se encontró que no existían diferencias significativas entre el tiempo de reacción inicial y final cuando la respuesta era correcta para ninguna de las tareas.
3. Al comparar los tiempos de reacción en los primeros 50 ensayos contra los tiempos de reacción en los últimos 50 ensayos cuando la respuesta fue incorrecta, se encontró que no existía diferencias significativas entre el tiempo de reacción inicial y final cuando la respuesta era incorrecta para las tareas SUMA y ORIENTACIÓN ESPACIAL, pero se observó que en la tarea MEMORIA DE TRABAJO VERBAL, el tiempo de reacción promedio cuando la respuesta fue incorrecta fue significativamente mayor ( $p=0.01858$ ) al comienzo que al final de la misma.
4. Al comparar el número de omisiones contra el número de fallos, se encontró que el número de omisiones fue significativamente mayor que el número de fallos en todas las tareas: SUMA ( $p=0.0000001$ ), ORIENTACIÓN ESPACIAL ( $p=0.000008$ ) y MEMORIA DE TRABAJO VERBAL ( $p=0.001387$ ).
5. Al comparar el número de fallos en los primeros 50 ensayos contra el número de fallos en los últimos 50 ensayos, se encontró que no existían diferencias significativas entre el número de fallos inicial y final para las tareas ORIENTACIÓN ESPACIAL y MEMORIA DE TRABAJO VERBAL, pero en la tarea SUMA se observó que número de fallos fue significativamente mayor ( $p=0.010737$ ) al comienzo que al final de la misma.
6. Al comparar el número de omisiones en los primeros 50 ensayos contra el número de omisiones en los últimos 50 ensayos, se encontró que no existían diferencias significativas entre el número de omisiones inicial y final para ninguna de las tareas.



## VI.- Discusión.

### VI.1.- Análisis de las diferencias entre el EEG previo al estímulo contexto cuando la respuesta fue correcta contra el EEG previo al estímulo contexto cuando la respuesta fue incorrecta.

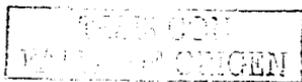
Las diferencias encontradas para cada tarea son distintas entre sí. En la tarea SUMA se observa mayor actividad delta en derivaciones frontales asociada a la ejecución incorrecta que a la ejecución correcta. Esto podría explicarse por una disfunción transitoria, manifestada por la actividad delta de las áreas cerebrales frontales, las cuales participan en el proceso de atención (Bastiaanera et al., 2002, 2003), necesario para ejecutar correctamente la tarea. Este resultado está de acuerdo con Fernández (1996) quien también reporta una mayor actividad delta en derivaciones frontales asociada a la ejecución incorrecta. También se observó que en el segmento previo a las respuestas incorrectas había menor cantidad de actividad alfa en C4. Según la interpretación de Fernández et al. (1998), el déficit de actividad alfa en una región cerebral asociada a la tarea puede explicar la ejecución incorrecta de la misma, pues parece ser necesaria una cantidad de alfa mínima en las regiones que participan en los procesos cognitivos involucrados con la tarea para que ésta pueda ser ejecutada correctamente; la región central derecha no está reportada como un área que participe en el proceso del cálculo, sin embargo sí participa en el proceso de atención (Gruber et al. 2001), necesario para realizar la suma correctamente. Aunque hemos dado una explicación a este resultado, posiblemente sea un resultado azaroso pues sólo se observa en una de las 20 derivaciones; sin embargo, la consistencia del mismo con los resultados reportados por Fernández et al. (1998) nos impulsó a discutirlo. Por último, se observa una mayor cantidad de actividad beta en la región frontal derecha en el segmento previo a la ejecución incorrecta; Petsche et al. (1992) y Fernández et al. (1995) han descrito que durante el proceso cognoscitivo del cálculo aritmético se observa en la banda beta un patrón



caracterizado por mayor actividad beta en la región frontal derecha. Nuestra observación también podría explicarse alternativamente, si el sujeto siguiera "enganchado" en la operación aritmética presentada previamente, pues esto impediría una atención adecuada a la siguiente operación aritmética, es decir, la inercia de la ejecución de una tarea previa podría afectar a la ejecución posterior (Belleville et al., 2003; Daniel y Newell, 2003) teniendo como consecuencia una respuesta incorrecta.

En la tarea ORIENTACIÓN ESPACIAL, se observó que en el segmento previo al estímulo contexto había una mayor actividad en la banda delta en la región posterior del hemisferio derecho y en la línea media. Debido a que para el buen desempeño en este tipo de tarea se requiere de un funcionamiento adecuado de estas regiones cerebrales (Fernández, 1996), una mayor cantidad de actividad delta en ellas podría explicar que la respuesta fuera incorrecta. En la banda theta se observó que previo al estímulo contexto había menor actividad theta en la región temporal derecha; este resultado no concuerda con los resultados previos (Harmony et al., 1999), pues lo que se esperaría es que una mayor actividad theta en estas áreas estuviera asociada a la ejecución incorrecta de esta tarea, ya que una mayor cantidad de actividad theta está indicando, al igual que de actividad delta, una disfunción temporal de la región cerebral que la presente (Klimesch et al., 2001), haciendo excepción de la línea media (Gevins et al., 1998). En la banda beta también se observó menor actividad asociada a las respuestas incorrectas en la derivación F3; este resultado también podría ser un resultado azaroso dada la inconsistencia topográfica del mismo, además no podemos explicarlo como la necesidad de actividad de frecuencia rápida en esa región para ejecutar correctamente la tarea pues no existe una relación clara entre la región frontal izquierda y la tarea de ORIENTACIÓN ESPACIAL.

En la tarea MEMORIA DE TRABAJO VERBAL, asociada a la ejecución incorrecta, en el segmento previo al estímulo contexto sólo se observaron diferencias en la banda delta: había mayor actividad delta prácticamente

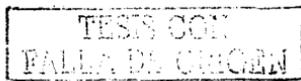


generalizada, con un predominio en regiones central y posterior así como en O2; parece lógico que una mayor cantidad de actividad delta generalizada, antes de la presentación de la tarea, tenga como consecuencia un desempeño deficiente en la misma, esto podría ser debido a muchas razones simultáneamente: la mayor cantidad de delta en las derivaciones del hemisferio izquierdo podría explicar que el circuito articulatorio, involucrado en el proceso de memoria de trabajo verbal, no pudiera realizarse adecuadamente y como consecuencia, el sujeto no pudiera recordar correctamente si el dígito pertenecía o no al conjunto de dígitos contexto; por otra parte, un mal funcionamiento de la región posterior derecha, manifestado por el exceso de delta en esta región, podría interferir con un reconocimiento adecuado de los dígitos (Klimesch et al. 2001), lo cual también traería como consecuencia que la tarea fuera respondida incorrectamente.

Hay que señalar que ninguna diferencia observada cumplió con el criterio de Bonferroni.

#### VI.II.- Análisis de las diferencias en el EEG cuando la respuesta fue correcta contra el EEG cuando la respuesta fue incorrecta durante la realización de la tarea.

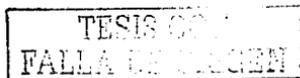
Podemos observar que las diferencias encontradas para cada tarea son distintas entre sí. Durante la realización de la tarea SUMA se observó menor actividad theta en el área frontopolar derecha y menor actividad alfa en la región occipito-temporal derecha cuando la ejecución fue incorrecta. El resultado en la banda theta es difícil de explicar y pudiera ser un resultado azaroso, si además de la inconsistencia topográfica se toma en cuenta el bajo nivel de significancia. Sin embargo, la reducción de la actividad alfa durante las tareas mentales es un hecho descrito desde el descubrimiento del EEG humano (Vázquez et al., 2001) y parece razonable que dicha reducción sea mayor cuando la ejecución es correcta, pues cuando es incorrecta ni siquiera podemos estar seguros de que el sujeto



esté realizando la tarea. El hecho de que esto sea más notorio en regiones posteriores, también parece razonable pues es en ellas donde hay mayor cantidad de alfa (Stam, 2000) y por lo tanto es donde los cambios en alfa se perciben mejor.

En la tarea ORIENTACIÓN ESPACIAL se observa que durante la ejecución de la tarea hubo mayor actividad delta en las derivaciones F3, T3 y C4 cuando la ejecución fue incorrecta que cuando fue correcta. Existen reportes de que durante las tareas mentales hay un aumento de la actividad delta debido a una inhibición de los estímulos que son irrelevantes para la tarea, lo cual permite una mayor concentración en la tarea en cuestión (Fernández et al., 1995; Harmony et al., 1996). Una mayor cantidad de la actividad delta durante la realización incorrecta de la tarea podría estar hablando de que para el sujeto esa tarea tuvo una mayor dificultad (McEvoy et al., 2001) y que por tanto requirió de mayor concentración interna, sin embargo, a pesar de tenerla, dio como consecuencia una respuesta incorrecta. La falta de consistencia topográfica de nuestro resultado podría también estar indicando que éste está altamente afectado por el azar. Por otro lado, si consideramos que durante la realización incorrecta de la tarea es posible que el sujeto no esté intentando realizarla, sería difícil explicar que hubiera mayor cantidad de actividad delta asociada a ella. Otro aspecto difícil de explicar es la localización de esta mayor actividad delta; en F3 podría estar reflejando un proceso de atención (Monfort y Poothas, 2003; Bastiaansera et al., 2002, 2003), en T3 un circuito articulario que permitiera posteriormente facilitar el recuerdo de la posición de los dígitos y en C4 podría estar asociada a la orientación espacial en sí misma, pues en tareas de este tipo se reporta activación del hemisferio derecho (Grunwald et al., 2001) lo cual está de acuerdo con Fernández (1996) quien reporta que durante la realización de las tareas de este tipo hay un aumento de la actividad delta.

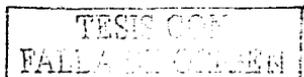
En la tarea MEMORIA DE TRABAJO VERBAL se observa que durante la ejecución incorrecta de la tarea hubo mayor actividad delta en el



hemisferio derecho, menor actividad theta en regiones posteriores, menor actividad alfa en región parieto-occipital con predominio derecho y menor actividad beta en Pz. La mayor actividad delta durante la realización incorrecta de la tarea podemos explicarla en forma similar a lo que ocurrió en la tarea ORIENTACION ESPACIAL: una mayor dificultad de la tarea puede asociarse tanto a una mayor concentración interna como a una ejecución incorrecta porque es posible que la dificultad rebase a la concentración interna. La mayor reducción de alfa posterior podemos explicarla en forma similar a lo que ocurrió en la SUMA, en beta podría ser una extensión de lo mismo o un resultado azaroso, pero los resultados de la banda theta son difíciles de explicar; una menor cantidad de theta durante la realización de una tarea podría sugerir que emocionalmente el sujeto estuvo menos involucrado (Marosi, et al., 2001; Kubota et al., 2001), y esto podría ser la causa de la respuesta incorrecta.

**VI.III.- Determinación de la existencia de diferencias entre el EEG previo al estímulo contexto y el EEG durante la realización de la tarea cuando las respuestas fueron correctas.**

En las comparaciones anteriores hemos aceptado un nivel de significancia de  $p < 0.05$  porque estábamos evaluando diferencias casi imperceptibles, ya que estábamos comparando dos condiciones muy similares: excepto por el hecho de que la respuesta fue correcta o incorrecta, en la primera comparación las dos condiciones han sido reposo y en la segunda comparación las dos condiciones han sido de actividad mental. En este caso, las condiciones a evaluar son muy distintas: una es de reposo y la otra es de actividad mental. Más aún, para tener confianza en que realmente en la segunda condición hay actividad mental, analizamos el cambio del estado de reposo al estado de activación de procesos mentales solamente cuando la ejecución fue correcta. Dado que las diferencias entre estas condiciones no son imperceptibles, de hecho puede verse a veces directamente en el registro cómo se suprime la actividad alfa dando paso a



ondas lentas cuando se presenta la tarea, podríamos ser más exigentes en nuestro análisis e imponer un nivel de significancia muy alto ( $p < 0.0025$ ), de modo que se satisficiera el criterio de Bonferroni. Por esta razón sólo discutiremos los resultados altamente significativos.

Se observó un fenómeno común a las tres tareas: al pasar de la condición de reposo a la condición de tarea hubo una disminución generalizada de la actividad alfa con predominio posterior. Esto es un hecho muy conocido llamado supresión de la actividad alfa, el cual fue descrito desde principios del siglo XX por Hans Berger (Corsi Cabrera et al., 1988, Ortiz et al., 1992, Marshall y Magoun, 1998, Vázquez et al., 2001; Jausovec y Jausovec, en prensa) que se presenta ante cualquier actividad cognitiva, sensorial o motora (Fernández, 1992). Esto puede ser debido a un incremento de la atención por parte del individuo cuando ejecuta la tarea de forma correcta (Fernández et al., 1995; Fernández, 1996; Stam, 2000). Estos resultados están de acuerdo con la desincronización conocida de las regiones occipitales al realizar cualquier tarea y apoyan la hipótesis de que la supresión es inespecífica a la tarea (Dolce y Waldeier, 1974; Razoumnikova, 2000), por lo que pudiera estar relacionada con procesos mentales que son comunes a las tres tareas, como por ejemplo, la atención (Harmony et al., 1999). Una explicación alternativa de la supresión de la actividad alfa, estaría basada en la suposición que la actividad eléctrica cerebral es un proceso complejo, es decir, que el EEG es un tipo de caos determinístico. Bajo esta consideración, la actividad alfa nos reflejaría la existencia de un atractor del estado homeostático basal del funcionamiento cerebral, estado que permitiría al cerebro dar una respuesta ante el menor estímulo. Al presentar un estímulo, por muy pequeño que éste fuera, el sólo hecho de ser procesado por alguna región del cerebro traería como consecuencia que su efecto se extendiera por todo el encéfalo, algo así como el análogo cerebral del efecto mariposa en climatología. Desde esta perspectiva, la supresión de alfa debería ser un fenómeno generalizado, sin

importar el tipo de tarea, ni el estímulo ni la respuesta que se espera del sujeto.

Otro hecho común a las tres tareas es el decremento de la actividad beta, aunque su topografía es diferente en las distintas tareas. Aunque se observa en forma generalizada en las distintas tareas al considerar  $p < 0.05$ , sólo se cumplió el criterio de Bonferroni en prácticamente todas las derivaciones en la tarea SUMA, en regiones frontocentrales en la tarea ORIENTACIÓN ESPACIAL, y en dos derivaciones (F4 y Fz) en la tarea MEMORIA DE TRABAJO VERBAL.

Muchos autores consideran que los cambios que se producen en el rango de frecuencias beta al pasar del reposo a una tarea, están relacionadas con la actividad cognitiva de modo general. Ray y Cole (1985) sugieren que, para analizar la activación cerebral debida a procesos cognitivos, beta es mejor rango de frecuencias que alfa. Berger había descrito una "desincronización del EEG" con tareas mentales, que consistió fundamentalmente en una supresión de la actividad alfa y un incremento de la actividad beta. Varios autores reportan un aumento de la potencia de beta con la activación (Gevins et al., 1979b; Etevenon, 1986; Kakikazi, 1984) y otros reportan una disminución de la amplitud o de la potencia de beta durante tareas (Gevins et al., 1979a; John et al., 1989). Sin embargo hay un grupo de autores que observan patrones de aumento de beta en una regiones y disminución en otras (Petsche et al., 1986; Fernández et al., 1995).

Debido a que existe cierta correspondencia entre el patrón de cambios de la banda beta y la tarea utilizada, podría pensarse que los cambios en beta están asociados a procesos cognitivos específicos, aunque la reducción de beta occipital parece ser común a todos los patrones, y esto era precisamente lo que Berger reportaba.

En las bandas delta y theta los cambios observados sí difieren de una tarea a otra. En las tareas ORIENTACIÓN ESPACIAL y MEMORIA DE TRABAJO VERBAL no se observan cambios en la banda delta, mientras que en la

tarea SUMA se observó un incremento significativo de delta en todas las regiones anteriores, centrales y temporales, siendo satisfecho el criterio de Bonferroni en todas ellas, excepto en temporal derecho. Hay autores (Harmony et al., 1996) que interpretan el incremento de la actividad delta como un signo de un estado de concentración interna, la cual es necesaria para inhibir todo estímulo irrelevante a la tarea; de ahí que su incremento en la tarea SUMA parece ser debida a que esta requirió mayor concentración siendo quizás, la más difícil de ejecutar.

Con respecto a la banda theta, en la tarea SUMA se observa un incremento en regiones anteriores que sólo satisface el criterio de Bonferroni para las regiones frontales con cierto predominio derecho. Una posibilidad es que esto haya sido el reflejo de lo que ocurría en las frecuencias más bajas de la banda theta, que podría confundirse con la inhibición descrita para delta, pues un hecho cierto es que durante la meditación yoga, la cual esta relacionada con la concentración interna, no sólo se ha reportado un incremento de delta, sino también de theta (Aftanas y Golocheikine, 2001). En las otras dos tareas se observó una disminución en regiones posteriores que no cumple el criterio de Bonferroni, pero que podría deberse a una desincronización del EEG, con supresión de alfa que se reflejara en las frecuencias superiores de theta. Es posible incluso, que esto también haya ocurrido en la tarea SUMA, pero que no se haya visto debido al incremento de theta que posiblemente hubo en las frecuencias más bajas. De ahí la importancia del análisis de banda estrecha para poder llegar a conclusiones más precisas. La actividad theta también se ha relacionado con procesos emocionales (Kubota et al., 2001). Es posible que la mayor dificultad de la tarea haya afectado en mayor medida estos procesos, lo cual se reflejó en la mayor actividad theta en las regiones frontales durante la realización de la tarea.

VI.IV.- Determinación del coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG previo al estímulo contexto y el EEG durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue correcta y del coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG previo al estímulo contexto y el EEG durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue incorrecta.

El EEG es un fenómeno autodependiente, en el cual el estado previo determina el estado siguiente en el curso del tiempo (Freeman, 1975, 1991, 1994; Tononi y Edelman, 1998; Tononi, 2002). En nuestro trabajo se distinguen dos estados uno previo a la presentación del estímulo en el cual el individuo se encuentra en una condición de reposo relativo, pues está esperando la presentación de dicho estímulo, y otro posterior a la presentación del estímulo, en el cual el sujeto está realizando una tarea mental. Es razonable suponer que las características funcionales del cerebro en el primer estado, determinarán las características del segundo estado (Tononi, 2002), por lo que esperábamos que fuera muy alta la correlación entre el EEG previo al estímulo y el EEG durante la realización de la tarea. Debido a ello, no se llevó a cabo ninguna transformación para normalizar la distribución de nuestras variables, pues esto podría haber incrementado la relación lineal entre los estados (Pardalos et al., 2003) trayendo como resultado correlaciones aún mayores que las que obtuvimos.

Para todas las tareas, cuando la ejecución fue correcta, el coeficiente de correlación entre la actividad eléctrica cerebral previa al estímulo contexto y la actividad eléctrica cerebral durante la ejecución de la tarea tuvo valores muy significativos, cumpliendo con el criterio de Bonferroni en casi todos los casos (238 de 240), excepto en dos derivaciones frontales (Fp1 y Fp2 con  $0.0025 < p < 0.05$ ) en la banda delta en la tarea ORIENTACIÓN ESPACIAL.

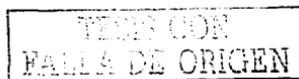
Cuando la ejecución fue incorrecta, el coeficiente de correlación entre la actividad eléctrica cerebral previa al estímulo contexto y la actividad eléctrica cerebral durante la ejecución de la tarea, también tuvo valores

muy significativos, cumpliendo con el criterio de Bonferroni en casi todos los casos (222 de 240), los 18 casos que no cumplieron con el criterio de Bonferroni se localizan principalmente en áreas frontales y prefrontales en todas las tareas. Esta distribución topográfica está de acuerdo con lo reportado por un grupo numeroso de autores (Milner, 1963; Milner y Petrides, 1984; Funahashi et al., 1993; Purves et al., 1997 y Damasio, 1996, 2000, 2003), quienes asocian la presencia de errores a una falla en la actividad prefrontal.

Los valores del coeficiente de correlación de Pearson obtenidos para ambas ejecuciones se pueden tomar como evidencia de que el estado cerebral previo al estímulo contexto determina al estado de actividad cerebral durante la ejecución de la tarea, sin embargo, sólo la comparación de ambos coeficientes de correlación ( $r_{corr}$  -  $r_{incorr}$ ) nos puede brindar información de lo que ocurre durante la ejecución correcta de la tarea que no ocurre si la tarea es ejecutada en forma incorrecta.

VI.V.- Análisis de las diferencias del coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG previo al estímulo contexto y el EEG durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue correcta y el coeficiente de correlación de Pearson entre el EEG previo al estímulo contexto y el EEG durante la realización de la tarea cuando la ejecución fue incorrecta.

Bajo el supuesto de que la actividad eléctrica cerebral del estado previo al estímulo contexto determina la actividad eléctrica cerebral durante la ejecución de la tarea, es de esperarse que las áreas cerebrales más comprometidas con la tarea sean las que posean un valor de correlación significativamente mayor cuando la tarea es ejecutada correctamente que cuando es ejecutada incorrectamente. En cambio, en las áreas cerebrales no comprometidas con la tarea no se esperan diferencias significativas entre la correlación cuando la ejecución fue correcta y la correlación cuando la ejecución fue incorrecta (Lachaux et al., 2003; Tononi, 2002; Fransen, en prensa). En este trabajo las diferencias encontradas siempre

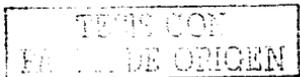


fueron en el sentido de que la correlación fue mayor cuando la respuesta era correcta que cuando era incorrecta.

Debido a que son distintas las tres tareas, es de esperar que las áreas cerebrales comprometidas en los procesos mentales específicos de cada una de ellas sean las áreas asociadas específicamente a esa tarea particular. Por ello haremos el análisis considerando por separado a cada tarea.

En el caso de la tarea SUMA, encontramos que en la banda theta una mayor correlación estuvo asociada a ejecuciones correctas de la tarea en el hemisferio derecho, lo cual concuerda con lo reportado por Dehaene (1997) que atribuye a dicho hemisferio un 94% de participación en el proceso del cálculo mental, como un resultado de la especialización de los hemisferios cerebrales (Gazzaniga 1998). Es significativa también la existencia de una mayor correlación en la banda beta en respuestas correctas en la región parietotemporal con predominio izquierdo. Lesiones en esta área están asociadas a la alteración del cálculo conocida como acalculia (Tsvetkova, 1996); aunque en particular esta área ha sido asociada a tareas de multiplicación y resta (Dahaene, 1997). También en respuestas correctas se observa una mayor correlación en el área temporal derecha en la banda beta; esta región está asociada a tareas de comparación y resta (Dahaene, 1997). Ambas áreas, la parietotemporal izquierda y la temporal derecha, fueron relacionadas con tareas aritméticas por Giannitrapani (1985).

Para la tarea ORIENTACIÓN ESPACIAL encontramos una mayor correlación asociada a las ejecuciones correctas en la región frontal, tanto en la banda delta, como en la banda beta; a esta región se le asocia con la atención focalizada o selectiva (Guirao, et al., 1997; Fuster, 1997). También se ha descrito que si se suprime la actividad de las células de esta región por medios farmacológicos, se incrementa significativamente el número de respuestas incorrectas (Funahashi et al., 1993). Asimismo, se observa una mayor correlación en la ejecución correcta, en la región temporo-occipital izquierda en la banda alfa, área asociada con múltiples funciones, la



percepción visual entre ellas. Por último observamos una mayor correlación asociada con respuestas correctas en la banda beta en la región temporal derecha, área asociada con la percepción de la localización visual y ubicación espacial (Carlson, 1996; Damasio, 1996, 2000, 2003).

Para la tarea MEMORIA DE TRABAJO VERBAL encontramos una mayor correlación asociada a las ejecuciones correctas en las regiones prefrontal y frontal en la banda delta, a esta región se le asocia con la atención focalizada o selectiva (Guirao, et al., 1997; Fuster, 1997; Sebban et al., 1999; Narayanan, 2003). En estudios de tareas de respuesta retardada en monos Rhesus, ha sido identificado un grupo neuronal que dispara de forma continua durante el tiempo en que el mono se demora en dar la respuesta cuando es sometido a una tarea de respuesta retardada (Purves et al., 1997; Fuster, 1997); si se suprime la actividad de estas células se incrementa significativamente el número de respuestas incorrectas (Funahashi et al., 1993). También se observa una mayor correlación asociada a respuestas correctas en las regiones prefrontal izquierda y central derecha en la banda theta, posiblemente asociada a la atención y a la memoria de trabajo (Monfort y Poothas, 2003; Bastiaansera et al., 2002, 2003). También se observa una mayor correlación en la región temporo-occipital con predominio izquierdo en la banda alfa, posiblemente relacionada con la percepción visual (Slewa-Younan et al., 2002). Por último, es notoria en la banda beta una mayor correlación asociada con respuestas correctas en la región temporal izquierda, área asociada con actividades lingüísticas.

#### **VI. VI.- Análisis conductual durante las tareas.**

Los resultados conductuales indican que a lo largo de la tarea no hubo cambios en el nivel de alertamiento, sin embargo éste se mantuvo bajo durante toda la tarea, y el análisis de los TR en las ejecuciones correctas vs. las incorrectas sugiere que el bajo nivel de alertamiento pudo haber



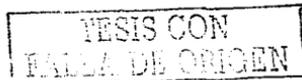
tenido un efecto sobre la ejecución incorrecta. Sin embargo, las diferencias encontradas en el EEG fueron específicas para cada tarea en lo que concierne a su topografía y ésta corresponde con áreas que se han asociado con tareas semejantes o con procesos cognitivos involucrados en esas tareas, lo que descarta la posibilidad de que las diferencias encontradas en el EEG entre la ejecución correcta y la incorrecta sean debidas al nivel de alertamiento ya que además en tal caso la influencia de un bajo nivel de alertamiento sobre el EEG sería generalizada y no localizada.

#### VI. VII.- Panorama integral de los resultados obtenidos.

En este último apartado se trata de integrar en un esquema los resultados obtenidos, y así dar una interpretación del funcionamiento cerebral durante la ejecución de una tarea. Para llevarlo a cabo consideraremos varios puntos:

- a) El significado del coeficiente de correlación de Pearson.
- b) El significado de la comparación entre el coeficiente de correlación de Pearson cuando la ejecución fue correcta contra el coeficiente de correlación de Pearson cuando la ejecución fue incorrecta.
- c) Esquema general del funcionamiento cerebral durante la ejecución de una tarea.

a) El significado del coeficiente de correlación de Pearson: Para obtener el coeficiente de correlación de Pearson entre la actividad previa al estímulo contexto contra la actividad durante la ejecución de la tarea por banda y derivación se utilizaron los datos de potencia absoluta encontrados en los 20 individuos estudiados, tanto para la ejecución correcta como para la ejecución incorrecta.



Una costumbre que se tiene al analizar el coeficiente de correlación de Pearson es considerarlo como una medida del tipo de relación (directa o inversa) que existe entre las variables. Sin embargo, esta interpretación es muy simplificada debido a que es el coeficiente de regresión:

$$\beta_1 = \frac{\sigma_{y,x}^2}{\sigma_x^2} = \tan \Theta$$

donde:  $\beta_1$  = Coeficiente de regresión.

$\sigma_{y,x}^2$  = Covarianza y/x.

$\sigma_x^2$  = Varianza de x

$\tan \Theta$  = Tangente del ángulo  $\Theta$

la medida del grado de inclinación (pendiente) de la recta de regresión y por lo tanto, la que determina el tipo de relación existente entre las variables, pero el coeficiente de correlación da más información que ésta. El coeficiente de correlación es una medida del grado de asociación entre dos variables, su fórmula es:

$$\rho = \frac{\sigma_{y/x}^2}{\sqrt{\sigma_x^2 \sigma_y^2}}$$

donde:  $\rho$  = Coeficiente de correlación.

$\sigma_{y,x}^2$  = Covarianza y/x.

$\sigma_y^2$  = Varianza de la variable "y".

$\sigma_x^2$  = Varianza de la variable "x".

El coeficiente de correlación se puede interpretar como una medida del tipo de relación presente cuando sólo se considera el valor absoluto de la raíz cuadrada del producto de las varianzas de las variables "x" e "y", esto es debido a que la covarianza ( $\sigma_{xy}$ ) entre ambas variables adquiere un valor positivo en la relación directa y negativo en la relación inversa.

En nuestro experimento, el valor positivo del coeficiente de correlación nos indica una relación directa de la actividad electroencefalográfica entre los sujetos estudiados, es decir, los sujetos con una actividad electroencefalográfica con una PA alta previa al estímulo contexto presentan una actividad electroencefalográfica con una PA alta durante la ejecución de la tarea; mientras que los sujetos con una actividad electroencefalográfica con una PA baja previa al estímulo contexto presentan una actividad electroencefalográfica con una PA baja durante la ejecución de la tarea. Esto está de acuerdo con la consideración sostenida durante el trabajo, que el estado de actividad cerebral antes del estímulo contexto determina el estado de actividad cerebral durante la ejecución de la tarea. Así la única interpretación que hacemos alrededor del coeficiente de correlación de Pearson, es como una medida del grado de asociación entre el estado de actividad cerebral previo al estímulo contexto con el estado de actividad cerebral durante la ejecución de la tarea.

El grado en que el estado previo al estímulo contexto determina al estado durante la ejecución de la tarea puede ser estimado con el coeficiente de correlación de Pearson el cual, conforme posea valores de probabilidad significativamente más altos, representará una mayor determinación; eso es lo que en general observamos tanto en ejecuciones correctas como en ejecuciones incorrectas.

b) El significado de la comparación entre el coeficiente de correlación de Pearson cuando la ejecución fue correcta contra el coeficiente de correlación de Pearson cuando la ejecución fue incorrecta; Si queremos determinar si un área (derivación) está involucrada en una tarea particular

consideramos que su coeficiente de correlación cuando se ejecuta correctamente la tarea debe ser significativamente mayor al coeficiente de correlación cuando se ejecuta incorrectamente la tarea, es decir:

$r_{(PRE-POST)Corr} > r_{(PRE-POST)Incorr} \Rightarrow$  El área (derivación) está involucrada en la ejecución de la tarea.

$r_{(PRE-POST)Corr} = r_{(PRE-POST)Incorr} \Rightarrow$  El área (derivación) no está involucrada en la ejecución de la tarea.

Esta interpretación se puede extender a las bandas de frecuencia del EEG:

$r_{(PRE-POST)Corr} > r_{(PRE-POST)Incorr} \Rightarrow$  La banda está involucrada en la ejecución de la tarea.

$r_{(PRE-POST)Corr} = r_{(PRE-POST)Incorr} \Rightarrow$  La banda no está involucrada en la ejecución de la tarea.

Hay que hacer la observación de que si se hubiera presentado un "r" con  $p > 0.05$  ó " $r_{(PRE-POST)Corr} < r_{(PRE-POST)Incorr}$ ," toda esta argumentación carecería de sentido.

c) Esquema general del funcionamiento cerebral durante la ejecución de las tareas: Cuando uno intenta integrar la información obtenida en un esquema general, surge una imagen del funcionamiento cerebral, la cual podemos esquematizar caracterizando los siguientes estados:

- a) Estado de reposo expectante (actividad previa al estímulo contexto): En este estado debe haber un predominio de actividad alfa generalizada, ésta puede ser modificada tanto por los diferentes estímulos que llegan al cerebro por distintas vías sensoriales, como por la actividad que se genera internamente. Si no se realiza una actividad cognitiva, y el sujeto está en espera de iniciar la ejecución

de una tarea, la actividad alfa debe seguir predominando. Si en este estado se presenta una menor actividad en la banda alfa, con predominio de ritmos de baja frecuencia (delta o theta) en el EEG, esto puede significar, que se está realizando otro tipo de actividad cognitiva (por ejemplo, continuar procesando el estímulo de la prueba anterior) o que hay una falta de atención. Esto nos permite concluir, que si no existe una supresión de la actividad alfa, o se presenta predominio de actividad lenta previo al estímulo contexto, se incrementa la probabilidad de realizar una ejecución incorrecta.

- b) Estado de actividad cerebral (actividad durante la ejecución de la tarea): Cuando se proporciona un estímulo que lleva implícitas instrucciones para realizar una tarea, se inicia la actividad en regiones cerebrales específicas relacionadas con la tarea. El efecto inmediato es una disminución de la actividad en la banda alfa, fenómeno conocido como supresión del ritmo alfa desde los inicios del EEG. También se observa una inhibición del procesamiento de los estímulos irrelevantes para la tarea que se manifiesta en el incremento de actividad delta, la cual tiene sobreimpuesto un mayor contenido de actividad beta. Si esto ocurre, se incrementa la probabilidad de realizar una ejecución correcta.
- c) Estado de decisión (no medido en el experimento, pero que correspondería a la actividad electroencefalográfica posterior a la presencia del estímulo prueba): Un aspecto que muchas veces se deja de lado, es el momento cuando se toma la decisión sobre qué respuesta se debe dar. Éste se puede ver reflejado por la activación de la corteza en las regiones frontales y lateral derecha, que de acuerdo con la hipótesis del marcador somático propuesta por Antonio Damasio (1996, 2000, 2003) están involucradas en la toma de decisión para dar una respuesta adecuada a toda tarea. Este estado posee un fuerte componente emocional y la respuesta que se dé estará determinada en función de que produzca el menor malestar



visceral (Adolphs, 2002; LeDoux, 2002), de ahí los problemas gastrointestinales que se presentan en individuos que toman decisiones cotidianamente.

Bajo este esquema, el hecho que se presente  $r_{(PRE-POST)Corr} = r_{(PRE-POST)Incorr}$  sugiere que la actividad electroencefalográfica en la banda y derivación específica no está involucrada en la realización de la tarea. Mientras que el hecho de presentar  $r_{(PRE-POST)Corr} > r_{(PRE-POST)Incorr}$  nos sugiere que la actividad electroencefalográfica para la banda y derivación específica está involucrada en la realización de la tarea.

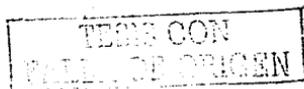
Una de las ventajas que posee este esquema es que tiene la particularidad de ser fácilmente falseable en el sentido propuesto por Popper, es decir, que se puede probar experimentalmente si el esquema es falso ( Serrano, 1990 ), por lo que se puede probar experimentalmente.



## VII.- Conclusiones.

De acuerdo con los resultados obtenidos tenemos evidencias suficientes para afirmar que:

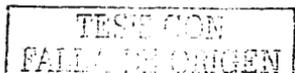
- a) Al analizar el cambio del EEG al pasar del estado previo al estímulo contexto al estado de la realización de la tarea existe una mayor probabilidad de realizar una ejecución correcta cuando:
  - 1) Existe una reducción de la actividad alfa (supresión alfa) y beta casi generalizada en todas las tareas (se cumple parcialmente la hipótesis 1).
  - 2) Existe un incremento de la actividad lenta (delta y theta) frontal en la tarea SUMA (se cumple parcialmente la hipótesis 1).
- b) Al analizar el segmento de EEG previo al estímulo contexto, existe una mayor probabilidad de realizar una ejecución incorrecta cuando:
  - 1) Hay una mayor actividad lenta (delta y theta) y una menor actividad alfa, focalizadas según la tarea (se cumple la hipótesis 2), semejante a lo encontrado en niños por Fernández y sus colaboradores en 1998.
- c) Existe una alta correlación entre el estado previo al estímulo contexto y el estado durante la realización de las tareas en todas las derivaciones cuando la ejecución es correcta, pero cuando la ejecución es incorrecta existe una reducción de la correlación entre el estado previo al estímulo contexto y el estado durante la realización de las tareas principalmente en regiones frontales (se cumple la hipótesis 4).
- d) Existe una mayor activación (representada por una mayor correlación entre los estados previo y durante la ejecución de la tarea) en el área parietotemporal derecha en la banda beta asociada con la ejecución correcta en la tarea SUMA (se cumple la hipótesis 5).



- c) Existe una mayor activación (representada por una mayor correlación entre los estados previo y durante la ejecución de la tarea) en el área frontal en la banda delta y en el área frontotemporal derecha en la banda beta asociada a la ejecución correcta en la tarea ORIENTACIÓN ESPACIAL (se cumple la hipótesis 5).
- f) Existe una mayor actividad del área frontal en la banda delta y área temporal izquierda y occipital en la banda alfa, y en el área temporal izquierda en la banda beta asociada con la ejecución correcta en la tarea MEMORIA DE TRABAJO VERBAL (se cumple la hipótesis 5).

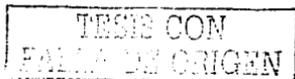
## VII.- Bibliografía.

1. Adolphs, R. (2002) Emoción y conocimiento en el cerebro humano, en Morgado, I. (ed) Emoción y conocimiento, Tusquets editores, España. 135-164.
2. Aftanas, L. I. and Golosheikine, S. A. (2001) Human anterior and frontal midline theta and lower alpha reflect emotionally positive state and internalized attention: high-resolution EEG investigation of meditation, Neuroscience Letters 310: 57-60
3. Aidley, D. J. (1971) The physiology of excitable cells, Cambridge University Press, Great Britain.
4. Alberts, B., Ray, D., Johnson, A., Lewis, J., Raff, M., Roberts, K. y Walter, P. (1999) Introducción a la biología celular, Ed. Omega, España.
5. Amón, J. (1996) Estadística para Psicólogos II (Probabilidad, Estadística inferencial), Ed. Pirámide, España.
6. Amón, J. (1999) Estadística para Psicólogos I (Estadística descriptiva), Ed. Pirámide, España.
7. Anderson P, and Andersson SA (1968) Physiological bases of alpha rhythm. New York: Appleton-Century-Crofts.
8. Arco O., C. (1993) Cambios electroencefalográficos relacionados al sexo y la habilidad espacial. Tesis de Maestría, Facultad de Psicología, Universidad Nacional Autónoma de México, México.
9. Arechiga, H. (2000) Evolución de los conceptos sobre el funcionamiento cerebral, en Arechiga, H. y García Valdecasas, J. (Eds.) Hacia las raíces de la actividad mental. UNAM y Miguel Ángel Porrúa, S. A. México. pp. 11-37.
10. Baddeley, A. (1986) Working memory. Oxford University Press, USA.
11. Baddeley; A. (1999) Memoria humana. Mc Graw Hill, España.
12. Barlow, J. S., Creulfoit, D. D., Michel, D., Houchon, T, and Epolbaum, H. (1981) Automatic adaptive segmentation of clinical EEG, Electroencephalography and clinical neurophysiology 51:512-525.
13. Basar, E. (1997) Toward a renaissance of "alphas", Int. J. Psychophysiol. 26:1-3.
14. Bastiaansera, M. C. M., Postuma, D., Groot, P. F. C. and de Geus, E. J. C. (2002) Event-related alpha and theta in a visuo-spatial working memory task, Clinical neurophysiology 113:1882-1893.
15. Bastiaansera, M. C. M., van Berkum, J. J. A. and Hagoort, P. (2003) Event-related theta power in the human EEG during on line sentence processing, Neuroscience letters 323:13-16.
16. Belleville, S., Caza, N. and Peretz, I. (2003) A neuropsychological argument for a processing view of memory, Journal of memory and language 48:686-703.



17. Belyavin, A. and Wright, N. A. (1987) Changes in electrical activity of the brain with vigilance. *Electroencephalography and clinical neurophysiology* 66:137-144
18. Bentivoglio, M. and Storiado, M. Brainstem-diencephalic circuits as a structural substrate of the ascending reticular activation concept. In Mancini M., Marini G., eds.: *The diencephalon and sleep*. New York: Raven Press, 7-29.
19. Bhattacharya, J., Pötsche, H., Feldmann, V. and Rescher, B. (2001) EEG gamma-band phase synchronization between posterior and frontal cortex during mental rotation in human. *Neuroscience Letters* 311:29-32.
20. Bischoff, P., Shainin, E., Schmidt, G., von Knobels, G., Brom, B. and Schulte, J. (2000) Topography of clonidine-induced electroencephalographic changes evaluated by principal component analysis. *Anesthesiology* 72: 1545-1552.
21. Blackman, R. B. and Tukey, J. W. (1958) *The measurement of power spectral*, Dover publication, USA.
22. Bloch, V. (1966) Niveles de vigilancia y atención, en Fraisse, P. y Piaget, J. *Psicofisiología de la conducta*. Ed. Paidós, España, 95-146.
23. Bocker, K. B. E., Averbach, J. A. G. and van Den Berglenssen M. M. C. (1994) *The international 10-20 system revisited: cartesian and spherical co-ordinates*, brain topography, 6(3):231-235.
24. Boiten F, Sergeant J, and Geuze R. (1992) *Event-related desynchronization: the effects of energetic and computational demands*. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 82:302-309.
25. Botella, J., León, O. G. y San Martín (1993) *Análisis de datos en psicología I*. Ed. Pirámide, España.
26. Botvinick, M., Nystrom, L.E., Fissell, K., Carter, C.S. and Cohen, J.D. (1999). *Conflict monitoring versus selection-for-action in anterior cingulate cortex*. *Nature*, 402, 179-181.
27. Botvinick, M., Braver, T. S., Barch, D. M., Carter, C. S., and Cohen, J. D. (2001). *Conflict monitoring and cognitive control*, *Psychological Review*, 108(3), 624-652.
28. Brailowsky, S. (1995) *La sustancia de los sueños*, Fondo de Cultura Económica, México.
29. Braun, E. (1996) *Caos, fractales y cosas raras*, Col. La Ciencia desde México, Fondo de Cultura Económica, México.
30. Bremer F (1958) *Cerebral and cerebellar potentials*. *Physiol Rev* 38: 357-388.
31. Bunge, M. (1999) *El problema mente-cerebro*, Ed Altaya, España.
32. Burch, N. R., Nettleton, W. J. Sweevey, J. and Edwards, R. Y. (1964) *Period analysis of the electroencephalogram on a purpose digital computer*, *Am. Acad. Sci.* 115:827-843.

33. Butler, A. B. and Hodos, M. (1996) Comparative vertebrate neuroanatomy. Wiley-Liss, USA.
34. Caprile, A. M. A. (1944) Electroencefalograma normal en el niño, El ateneo, Buenos Aires Argentina.
35. Carlson, N. R. (1996) Fundamentos de psicología fisiológica, 3ª edición, Prentice-Hall Hispanoamericana, S. A. Mexico.
36. Carretie, L. e Iglesias, J. (1997) Psicofisiología: Fundamentos metodológicos, Editorial Piramide, S. A. España.
37. Chen, H., Yao, D. and Chen, D. (2002) A new method for detecting brain activity from fMRI dataset, Neurocomputing 48:1047-1052
38. Clark-Carter, D. (2002) Investigación cuantitativa en psicología, Oxford University Press, Mexico.
39. Corbetta, M. Kicade, J.M., Ollinger, J.M., McAvoy, M.P., and Shulman, G. (2000). Voluntary orienting is dissociated from target detection in human posterior parietal cortex, Nature Neuroscience, 3, 292-297.
40. Corbetta, M., and Shulman, G. (2002). Control of goal-directed and stimulus-driven attention in the brain, Nature Reviews Neuroscience, 3, 201-215.
41. Corsi Cabrera, M., Herrera, P. and Malvido, M. (1988) Correlation between EEG and cognitive abilities: sex differences, International journal of neural science, 45: 133-141.
42. Coull, J. T. (1998) Neural correlates of attention and arousal: insights from electrophysiology, functional neuroimaging and psychopharmacology, Progress in neurobiology, 55: 343-361.
43. Creutzfeldt O. D., Watanabe S., and Lux H. D. (1966) Relations between EEG phenomena and potentials of single cells. I. Evoked responses after thalamic and epicortical stimulation, Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol 20:1-18.
44. Crick, F. (2000) La búsqueda científica del alma, Ed. Debate, España.
45. Crick, F. y Koch, C. (1993) El problema de la conciencia, en Fischach (ed.) Mente y cerebro, Libros de Investigación y ciencia, ed. Prensa científica, España, 99-107.
46. D'Esposito, M., Detre, J. A. Alsop, D. C., Shin, R. C. and Grossman (1995) The neural basis of the central executive system of working memory, Nature 378:279-281.
47. Damasio, A. R. (1996) El error de Descartes, Ed. Andres Bello, Chile.
48. Damasio, A. R. (2000) Sentir lo que sucede, Ed. Andres Bello, Chile.
49. Damasio, A. R. (2003) The person within, Nature 423 : 227.
50. Daniels, G. L. and Newell, K. W. (2003) Attentional focus influences the walk-run transition in human locomotion, Biological psychology 63: 163-178.

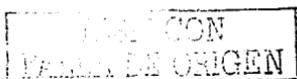


51. Daumann, J., Fimm, B. Willmes, K., Thron, A. and Gouzoulis, K. E. (2003) Cerebral activation in abstinent ecstasy (MDMA) users during a working memory task: a functional magnetic resonance imaging (fMRI) study. Cognitive brain research 16: 479-487.
52. Dayan, P. and Abbott, L. F. (2001) Theoretical neuroscience, The MIT press, USA.
53. De Toffol, B. and Autret, A. (1990) Influence of lateralized neuropsychological activities with and without sensorimotor components on electroencephalographic spectral power...rhythm). International journal of psychophysiology, 11:109-114.
54. Dehaene, S. (1997) ¿Cómo calcula nuestro cerebro?. Investigación y Ciencia 253:46-53.
55. Delius, J. D. (2002) Inteligencia y cerebros: un enfoque comparativo y evolutivo, en Morgado, I. (ed) Emoción y conocimiento, Tusquets editores, España. 15-65.
56. Delius, J. D., Siemann, M., Emmerton, J. and Xia, L. (2001) Cognition of bird as products of evolved brain. in Toth, G. and Wulliman, M. F. (ed) Brain evolution and cognition. Wiley, USA, 451-490.
57. Delius, J. R. (2002) Inteligencia y cerebro: un enfoque comparativo y evolutivo, en Morgado, I. (ed) Emoción y conocimiento, Tusquets, España 15-65.
58. Dolce, G. and Waldeier, H. (1974) Sprectral and multivariate analysis of EEG changes during mental activity in man. Electroencephalography and neurophysiology, 36: 577-584.
59. Doppelmayr M, Klimesch W, Pachinger T, and Ripper B. (1997) The functional significance of absolute power with respect to event-related desynchronization, (submitted) Biological Cybernetics.
60. Dostalek, C., Gharote, M.L. and Roldán, E. (1983) Agnisara and Chi-Rhythm in the EEG. Yoga-Mimamsa, 22: 42-50.
61. Duncan, J. P., Burgess, P. and Emslie, H. (1995) Fluid intelligence after lobe lesion, Neuropsychology 33:261-268.
62. Eccles, J. C. (1988) The neurophysiological basis of mind. Galan Publishing, Inc. USA.
63. Eeckman, F.H. and Freeman, W.J. (1991) Asymmetric sigmoid nonlinearity in the rat olfactory system, Brain Research 557: 13-21.
64. Elorza, H. (2002) Estadística para las ciencias sociales y del comportamiento, 2ª edición, Ed. Oxford University Press, Mexico.
65. Eriksen, B.A., and Eriksen, C.W. (1974). Effects of noise letters upon the identification of a target letter in a nonsearch task. Perception and Psychophysics, 16, 143-149.

66. Etevenon, P. (1986) Applications and perspectives of EEG cartography. in Duffy (ed.) Topography mapping of the brain. Butterworth, Stoneham, 113-141.
67. Faure, B. and Guignon, J. (1982) Automatic interpretation of biomedical signal. in Lang, W. (Ed) Proc. 6<sup>th</sup> Int. Conf. Pattern recognition, Fisher Verlag, 616-618.
68. Fernández T. (1992) Comportamiento de parámetros espectrales del EEG durante tareas mentales de cálculo. Tesis de maestría en neurociencias, ENEP Iztacala, UNAM, Mexico
69. Fernández T. (1994) Estudio de los parámetros espectrales del electroencefalograma ( EEG ) durante tareas mentales, Revista latinoamericana de pensamiento y lenguaje. 2 (2): 351-368.
70. Fernandez T. (1996) Analisis electroencefalográfico de la actividad cognoscitiva en niños, Tesis doctoral del colegio de ciencias y humanidades unidad académica de los ciclos profesionales y de postgrado, Instituto de Investigaciones Biomédicas, UNAM, Mexico.
71. Fernandez T., Harmony, T., Rodriguez, M., Bernal, J., Silva, J., Reyes, A. and Marosi, E. (1995) EEG activation patterns during the performance of tasks involving different component of calculation. Electroencephalography clinical and neurophysiology, 94:175-182.
72. Fernández, T., Harmony, T., Gershenowies, J., Silva-Pereyda, J., Fernández-Bouzas, A., Galan, L. and Diaz-Comas, L. (2002) Sources of EEG activity during verbal working memory task in adults and children, En Reisin, R. C., Nuwer, M. R., Hallot, M. and Medina, C. (ed) Advances in clinical neurophysiology, Elsevier science, USA. 269-283.
73. Fernandez, T., Harmony, T., Silva, J., Galan, L., Diaz-Comas, L., Bosch, J., Rodriguez, M., Fernandez-Bouzas, A., Yáñez, G., Otero, G. and Marosi, E. (1998) Relationship of Specific EEG Frequencies at Specific Brain Areas with Performance. NeuroReport, 9 (16): 3681-3687.
74. Fernández, T., Harmony, T., Silva-Pereyda, J., Fernandez-Bouzas, A., Gershenowies, J., Galan, L., Carbonell, F., Marosi, E. Otero, G. and Valdes, P. (2000) Specific EEG frequencies at specific brain area and performance. Neuroreport 11:2663-2668.
75. Flores, O. (1999) Alfred Russel Wallace (1823-1913) en Nuñez y Eguiarte (Eds.) (1999) La evolución biológica CONABIO, México.
76. Foote, S. L. (1987) Extrathalamic modulation of cortical function. *Ann. Rev. Neurosci.*; 10: 67-95.
77. Fort, P.; Khateb, A.; Pegna, A.; Mühlethaler, M. and Jones, B.E. (1995) Noradrenergic modulation of cholinergic nucleus basalis neurons demonstrated by

- in\_vitro\_pharmacological\_and\_immunohistochemical\_evidence\_in\_the\_guinea-pig brain, *Eur. J. Neurosci.*; 7: 1502-1511.
78. Fransén, E. (in press) Coexistence of synchronized "oscillatory" and desynchronized "rate" activity in cortical networks. *Neurocomputing*.
79. Freeman, W. J. (1975) *Mass Action in the nervous system*, Academic Press, Great Britain.
80. Freeman, W.J. (1991) Predictions on neocortical dynamics derived from studies in paleocortex, in E. Basar and Bullock T.H. (Eds.) *Induced rhythms of the brain*, Cambridge MA, Birkhaeuser Boston Inc. USA pp. 183-200
81. Freeman, W.J. (1994) *Fisiología de la Percepción en Morgado*, I. (Ed) *Psicología Fisiológica* Prensa Científica, S. A. España pp. 36-44.
82. Friedrich, F.J., Egly, R., Rafal, R.D., and Beck, D. (1998). *Spatial attention deficits in humans: A comparison of superior parietal and temporo-parietal junction lesions*, *Neuropsychology*, 12, 193-207.
83. Funahashi, S., Chafee, M. V. and Goldman-Rakic, P. S. (1993) *Prefrontal neocortical activity in Rhesus monkey performing a delayed antisaccade task*, *Nature*, 235: 753-756.
84. Fuster, J. M. (1997) *The prefrontal cortex*, 3ª edición, Lippincott-Raven, USA.
85. García, E. y Bruño, W. (1980) *Ritmos eléctricos del cerebro e integración sensoriomotriz*, En *El Cerebro* Libro de Investigación y Ciencia, ed. Labor, Barcelona, España, 180-192.
86. Gazzaniga, M. S. (1998) *Dos cerebros en uno?* Investigación y Ciencia, 264:14-19.
87. Gevins, A. S., Zeitlin, G. M., Doyle, J. C., Yingling, C. D. Dedon, M. F., Schaffer, R. E., Callaway, E. and Yeager, C. L. (1979a) *Electroencephalogram correlates of higher cortical functions*, *Science*, 203:665-668.
88. Gevins, A. S., Zeitlin, G. M., Yingling, C. D., Doyle, J. C., Dedon, M. F., Schaffer, R. E., Roumasset, J. T. and Yeager, C. L. (1979b) *EEG patterns during "cognitive" task I. Methodology and analysis of complex behaviors*, *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 47:634-703.
89. Gevins, A., Smith, M. E., Loong, H., Mc Evoy, L., Whitfield, S., Du, R. and Rush, G. (1998) *Monitoring working memory load during computer-based task with pattern recognition methods*, *Human factor* 40:79-91.
90. Giannitrapani, D. (1985) *The electrophysiology of intellectual function* Karger, Switzerland.
91. Gibson, K. R. (2002) *Evolution of Human intelligence: the role of brain size and mental construction*, *Brain Behav., Evol.* 59:10-20.

92. Glassman, R. B. (2003) Topology and graph theory applied to cortical anatomy may help explain working memory capacity for three or four simultaneous items. Brain research bulletin 60 25-42.
93. Goldberg, P. and Samson-Dollfus, D. (1975) A time domain analysis method applied to the recognition of EEG rhythm. in Dolce, G. and K'neil, H. (Eds) Computerized EEG analysis, Fisher Verlag, 310-316.
94. Goldstein, L. (1975) Time domain analysis of the EEG, in Dolce, G. and K'neil, H. (Eds) Computerized EEG analysis, Fisher Verlag, 251-270.
95. Gray, C.M., König, P., Engel, K.A. and Singer, W. (1989) Oscillatory responses in cat visual cortex exhibit intercolumnar synchronisation which reflects global stimulus properties. Nature 338: 334-337.
96. Gruber, D., Indefrey, P., Steinmetz, H. and Kleinschmidt, A. (2001) Dissociating neural correlates of cognitive components in mental calculation. Cerebral Cortex 11:350-359
97. Gruber, T., Müller, M. M., Keil, A. and Eibert, T. (1999) Selective visual-spatial attention alters induced response in the human EEG. Clinical neurophysiology 110:2074-2085.
98. Grunwald, M., Weiss, T., Krause, W., Beyer, L., Rost, R., Gutberlet, I. and Gertz, H. (2001) Theta power in EEG of human during ongoing processing in a haptic object recognition task. Cognitive brain research 11:33-37.
99. Gruzelier, J. H. (1997) New Advances in EEG and cognition. Int. J. Psychophysiol. 24: 1-5.
100. Guirao, M., Guirao-Piñeyro, M. y Morales-Hevia Ma. M. (1997) Anatomía de la conciencia. Ed. Masson, España.
101. Gundel, A. and Wilson, G. F. (1992) Topographical changes in the on going EEG related to the difficulty of mental task. Brain topography, 5:17-25.
102. Gunning-Dixon, F. M., Gur, R. C., Perkins, A. C., Schoeder, L., Turner, T., Turets, B. I., Chan, R. M. Loughhead, J. N., Alsop, D. C., Maldjian, J. and Gur, R. E. (2003) Age-related differences in brain activation during emotional face processing. Neurobiology of aging 24:285-295.
103. Haig, A. R. and Gordon, E. (1998) Prestimulus EEG alpha phase synchronicity influences N100 amplitude and reaction time. Psychophysiology 35:591-595.
104. Hanakawa, T., Honda, M., Sawamoto, N., Okada, T., Yonekura, Y., Fukuyama, H. and Shibasaki, H. (2002) The role of rostral Brodmann area 6 in mental operation task: an integrative neuroimaging approach. Cerebral cortex 12:1157-1170.



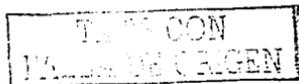
105. Harmony, T. (1994) La actividad EEG delta: un signo de concentración interna durante la realización de tareas mentales. Rev. Lat. de Pen. y Leng. Vol. 1 n° 2b. Pp 339-348.
106. Harmony, T., Fernández, T., Silva, J., Bernal, J., Díaz-Comas, L., Reyes, A., Marosi, E., Rodríguez, M., and Rodríguez, M.T. (1996) EEG delta activity: An indicator of attention to internal processing during the performance of mental tasks. International Journal of Psychophysiology. Special issue: New advances in EEG and cognition. 24: 161-171.
107. Harmony, T., Fernandez, T., Silva-Pereyda, J., Bosch, J., Valdes, P., Fernandez-Bouzas, A., Galán, L., Aubert, E. y and Rodriguez, D. (1999) Do specific EEG frequencies indicate different processes during mental calculation?. Neuroscience letters 266:25-28.
108. Hjorth, B. (1970) EEG analysis based on time domain properties, Electroencephalography and clinical neurophysiology 29:306-310.
109. Hu, B.; Steriade, M. and Deschènes, M. (1989a) The effects of brainstem peribrachial stimulation on neurons of the lateral geniculate nucleus, Neuroscience, 31: 13-24.
110. Hu, B.; Steriade, M. and Deschènes, M. (1989b) The effects of brainstem peribrachial stimulation on perigeniculate neurons: the blockage of spindle waves, Neuroscience, 31: 1-12.
111. Hubel, D. H. (1980) El cerebro, En El Cerebro Libro de Investigación y Ciencia, ed. Labor, Barcelona, España, 1-10.
112. Ingber, L. and Nunez, P.L. (1990) Multiple scales of statistical physics of neocortex: application to electroencephalography, Math. Comput. Modelling 13: 83-95.
113. Itil, T. M. (1975) Digital computer period analysed EEG in psychiatry and psychopharmacology, Computerized EEG analysis, (CEAN conference), Fisher Verlag, 289-308.
114. Jausovec, N. and Jausovec, K. (in press) Intelligence related differences in induces brain activity during the performance of memory tasks, Personality and individual differences.
115. Jensen, O., Gelfand, J., Kourios, J. and Lisman, J. E. (2002) Oscillations in the alpha band (8-12 Hz) increase with memory load during retention in a short-term memory task, Cerebral cortex 12:877-882.
116. John, E. R., Prichep, I. S. and Chabot, R. J. (1989) Quantitative electrophysiological maps of mental activity, in Basar, E. and Bullock, T. H. (Eds) Brain Dynamics 2, Springer Verlag, Berlin 316-330.



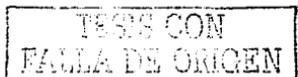
117. Johnston, D. and Miao Sin Wu, S. (1997) *Foundations\_of\_Cellular Neurophysiology* 3ra edicion, The MIT Press, U. S. A.
118. Jones, B. E. and Cuello, A. C. (1989) *Afferents\_to\_the\_basal\_forebrain cholinergic\_cell\_area\_from\_pontomesencephalic\_catecholamine\_serotonin\_and acetylcholine\_neurons. Neuroscience.*; 31: 37-61.
119. Jones, B. E.. (1990) Influence of the brainstem reticular formation, including intrinsic monoaminergic and cholinergic neurons, on forebrain mechanisms of sleep and waking. In Mancía M., Marini G., eds: *The diencephalon and sleep*. New York: Raven press.; 31-48.
120. Kail, R. and Pellegrino, D. (1985) Human intelligence in Stenberg (ed) *Handbook\_of\_intelligence*, Cambridge, 445-476.
121. Kakizaki, T. (1984) Relationship between EEG amplitude,an subjective rating of task strain during performance of a calculating task, *Eur. J. Appl. Physiol.*, 53: 206-212.
122. Kakizaki, T. (1985) Eyaluation of mental task atrain based on occipital\_beta activity\_and subjective\_rating\_of\_task\_difficulty. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 54: 466-470.
123. Kamp, A. and Lopes da Silva, F. (1999) *Technological\_basis\_of\_EEG recording\_in\_Niedermeyer, E. and Lopes da Silva H. (Eds) Electroencefalography; basic\_Principles,\_Clinical\_Applications\_and\_Related\_Fields\_4th edition Lippincott Williams & Wilkins, U. S. A. pp. 110-121.*
124. Kashimori, Y., Inoue, S. Kambora, T. and Uchiyama, M. (2001) *A\_neural model\_of\_amygdala\_playing\_an\_essential\_role\_in\_formation\_of\_brain\_maps\_for accomplishing\_spatial\_tasks*, *Neurocomputing* 34-40:705-712.
125. Kaufman, I., Curtis, S., Wang, J. Z. and Williamson, S. J. (1991) *Changes\_in cortical\_activity\_when\_subjects\_scan\_memory\_for\_tones*, *Electroencefalography and clinical neurophysiology*, 82:266-284.
126. Keynes, R. D. and Aidley, D. J. (1991) *Nerve\_& Muscile* 2ª edición Cambridge University Press, Great Britain, 181p.
127. Kievit, J. and Kuypers, H. G. J. M. (1974) *Basal\_forebrain\_and\_hypothalamic connections\_to\_frontal\_and\_parietal\_cortex\_in\_the\_rhesus\_monkey*, *Science.*; 187: 660-662.
128. Klimesch W, Schimke H, and Pfurtscheller G. (1993) *Alfa\_frequency, cognitive\_load,\_and\_memory\_performance*, *Brain Topog*;5:241-51.
129. Klimesch W, Schimke H, and Shwaiger, J. (1994) *Episodic\_and\_semantic memory;\_an\_analisis\_in\_the\_EEG-theta\_and\_alfa\_band* *Electroencefalogr. Clin. Neurophysiol.* 428-441.



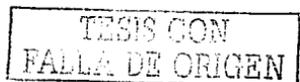
130. Klimesch W, Schimke H, Ladurner G, and Pfurtscheller G. (1990) Alfa frequency and memory performance. J Psychophysiol;4:381-90.
131. Klimesch, W. (1996) Memory processes, brain oscillations and EEG synchronization. Int. J. Psychophysiol. 24 61-100.
132. Klimesch, W., Doppelmayr, M., Pachinger, T., and Russegger, H. (1997) Event-related desynchronization in the Alfa band and the processing of semantic information Cognitive Brain Research 6(2):83-94
133. Klimesch, W., Doppelmayr, M., Schimke, H. and Pachinger, T. (1996) Alfa Frequency, Reaction Time, and the Speed of Processing Information J Clin Neurophysiol. Vol. 13(6):511-518
134. Klimesch, W., Doppelmayr, M., Schwaiger, J. and Winkler, Th. (1999) Paradoxical Alfa synchronization en a memory task Cognitive Brain Research 7:493-501
135. Klimesch, W., Doppelmayr, M., Wimmer, H., Schaiger, J., Rohm, D., Gruber, W. and Hutzler, F. (2001) Theta band power changes in normal and dyslexia children. Clinical neurophysiology 112:1174-1185.
136. Kobayashi, M., Tomioka, M., Ushiyama, Y. and Ohhashi, T. (2003) Arithmetic calculation, deep inspiration or handgrip exercise-mediated pre-operational active palmar sweating responses in humans. Autonomic neuroscience: Basic and clinical 104:50-65.
137. Koenig, T, Marti, F. and Vasdes, P. (2001) Topographic time-frequency decomposition of EEG. Neuroimage 14:383-390.
138. Konishi, S., Nakajima, K., Uchida, I., Kikyo, H. Kameyama, M. and Miyashita, Y. (1999) Common inhibitory mechanism in human inferior prefrontal cortex revealed by event-related functional MRI. Brain 122: 981-991.
139. Krause, C. M., Lang, H., Laine, M, Kunsisto, M. and Porn, B. (1995) Cortical processing of vowels and tones as measured by event-related desynchronization. Brain Topography, 8:47-56.
140. Kubota, Y., Sato, W., Toichi, M., Murai, T., Okada, T., Hayashi, A. and Sengoku, A. (2001) Frontal midline theta rhythm is correlated with cardiac autonomic activities during the performance of an attention demanding meditation procedure Cognitive Brain Research 11 (2001) 281-287
141. Lachaux, J. P., Chavez, M. and Lutz, A. (2003) A simple measure of correlations across time, frequency and space between continuous brain signals, Journals of Neuroscience methods 123:175-188.
142. Lagunas, M. A. y Oller, F. V. L. (1978) Reconocimiento del paroxismo EEG de epileptico; Detección y clasificación automática. Boletín Legal It. Epil. 22-26.



143. Latero, R. y Alvarez, O. (1996) Vias y Modelos de Transporte a Través de Membranas en Larorre, R., Lopez-Barneo, J., Bezanilla, F. y Llinás, R. (Eds) Biofísica y Fisiología Celular, Serie: Ciencias, N° 49. Universidad de Sevilla, España. pp.69-118.
144. Lavie, P. (1997) El fascinante mundo del sueño. Critica, España.
145. Leader, H. S., Cohn, R., Wehrer, A. L. and Caceres, C. A. (1967) Pattern reading of clinical electroencephalogram with a digital computer Electroencephalography and clinical neurophysiology 23:556-557.
146. LeDoux, J. (2002) Aprendizaje del miedo: de los sistemas a las sinápsis, En Morgado, I. (ed) Emocion y conocimiento, Tusquets editores, España. 107-134.
147. Levintal, Ch. F. (1990) Introduction to Physiological Psychology Prentice-Hall, Inc. USA.
148. Llinas RR (1988) The intrinsic electrophysiological properties of mammalian neurons: insights into central nervous system function. Science 242:1654-1664.
149. Lopes da Silva, F. H., Ten, W., van Hulten, K. and Lommen (1975) EEG non-stationarities detected by inverse filtering in scalp and cortical recording of epileptics; statistical analysis and spatial display, in Kellaway, P. and Petersen, I. (Eds) Quantitative studies in epilepsy. Raven Press USA. 375-387.
150. Malmivuo J. and Plonsey R. (1995) Bioelectromagnetism Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields Oxford University Press, USA.
151. Marosi, E., Rodriguez, H., Yanez, G., Bernal, J., Rodriguez, M., Fernández, T., Silva, J., Reyes, A. and Guerrero, V. (2001) Broad band spectral measurements during emotional tasks. International Journal of Neuroscience Vol. 108: 3-4 : 251-279.
152. Marroco, R.T. and Davidson, M.C. (1998). Neurochemistry of Attention. in R. Parasuraman (Ed.). The Attentive Brain. Cambridge: MIT Press. 35-50
153. Marshall, L. H. and Magoun, H. W (1998) Discoveries in the Human Brain Humana Press, U. S. A.
154. Matejcek, M. and Devos, J. E. (1976) Selected methods of quantitative EEG analysis and their applications in psychotropic drug research, in Kellaway, P. and Petersen, I. (Eds) Quantitative studies in epilepsy, Raven Press USA. 183-206.
155. Mc Evoy, L. K. Pellouchoud, E., Smith, M. E. and Gevins, A. (2001) Neurophysiological signals of working memory in normal aging, Cognitive brain research 11:363-376.
156. McCormick, D.A. (1992) Neurotransmitter actions in the thalamus and cerebral cortex and their role in neuromodulation of thalamocortical activity, Prog. Neurobiol., 39: 337-388.



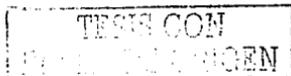
157. McCormick, D.A. and Bal, T. (1994) Sensory gating mechanisms of the thalamus, *Curr. Opin. Neurobiol.*; 4: 550-556.
158. McDonald, A.W., Cohen, J.D., Stenger, V.A., and Carter, C.S. (2000). Dissociating the role of the dorsolateral prefrontal and anterior cingulate cortex in cognitive control, *Science*, 288,1835-1838.
159. Mesulam, M. M. (1981) A cortical network for directed attention and unilateral neglect Arch. Neurol. 10: 304-325.
160. Milner, B. (1963) Effects of different brain lesion on card sortin. Arch. Neurol. 9: 90-100.
161. Milner, B. and Petrides, L. (1984) Behavioral effects of frontal lobes lesions in man, *Trends neurosci.* 4: 403-407.
162. Miyashita, S., Tabuchi, Y. and Tanaka S. (2003) Cortico-thalamocortical operations of multi-target spatial working memory, *Neurocomputing* 52-54: 327-332.
163. Monford, V. and Poothas, V. (2003) Effects of working memory demands on frontal slow waves in times-interval reproduction tasks in humans, *Neuroscience letters* 343:195-199.
164. Mora, F. (1995) Neurociencias y el problema cerebro-mente, en Mora, F. (ed) *El problema cerebro-mente*, ed. Alianza, España, 261-288.
165. Mora, F. (2001) *El reloj de la sabiduría. Tiempos y espacios en el cerebro humano*, Ed. Alianza, España.
166. Mora, F. (2002) Continuum: ¿Cómo funciona el cerebro?, Ed. Alianza, España.
167. Morrison, J.H., and Footo, S.L. (1986). Noradrenergic and serotonergic innervation of cortical, thalamic and tectal visual structures in old and new world monkeys, *Journal of Comportamental, Neurology*, 243, 117-128.
168. Moruzzi, G. and Magoun, H.W. (1949) Brain stem reticular formation and activation of the eeg. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*; 1: 455-473.
169. Mountcastle VB. 1997. The columnar organization of the neocortex, *Brain* 120:701-722.
170. Murray, M. M., Foxe, J. J., Higgins, B. A., Javitt, D. C. and Schroeder, C. E. (2001) Visuo-spatial neural response interactions in early cortical processing during a simple reaction time task: a high-density electrical mapping study, *Psychological* 39:828-844.
171. Narayanan, S. (2003) The role of cortico-basal-thalamic in cognition: a computational model and preliminary results, *Neurocomputing* 52-54:605-614.



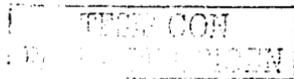
172. Neubauer, A. and Fink, A. (in press) Fluid intelligence and neural efficiency: effect of task complexity and sex. Personality and individual differences.
173. Newman, J. and Grace, A. A. (2002) Binding across time; the selective gating of frontal and hippocampal systems modulating working memory and attentional states. Consciousness and cognition 8:196-212.
174. Niedermeyer, E. (1999) Historical aspect in Niedermeyer, E. y Lopes da Silva H. (Eds.) Electroencefalography: basic Principles, Clinical Applications and Related Fields, 4<sup>th</sup> edition Lippincott Williams & Wilkins, U. S. A. pp. 1-14.
175. Northcutt, R. G. (1984) Evolution of the vertebrate central nervous system, Patterns and processes Amer. Zool. 24:701-716.
176. Nunez, P.L. (1981) Electric fields of the brain, The neurophysics of EEG, New York, Oxford University Press, USA.
177. Nunez, P.L. (1989) Generation of human EEG by a combination of long and short range neocortical interactions. Brain Topography 1: 199-215.
178. Nunez, P. L. (1995) Neocortical dynamics and human EEG rhythms, Oxford University Press, USA.
179. Nyberg, L., Forkstam, C., Magnus, K., Cabeza, R. and Ingvar, R. (2002) Brain Imaging of human memory system. Cognitive brain research 131: 281-292.
180. O'Reilly, R. Noelle, D. C., Braver, T. and Cohen, D. J. (2002) Prefrontal cortex and dynamic categorization task: representational organization and control neuromodulatorio. Cerebral cortex 12:246-257.
181. Oller, L. y Ortiz, T. (1986) Mapas de actividad eléctrica cerebral Hospital General de Catalunya, Ed. Garsi, S. A. Espana.
182. Ortiz, T., Exposito, F. J., Miguél, F. Martín-Loeches, M. and Rubia, F. J. (1992) Brain mapping in dysphonemic dyslexia: in resting and phonemic discrimination conditions, Brain and Lenguaje, 42: 270-285.
183. Pardalos, P. M., Yatsenkop, V., Sackettlares C., Shiau, D. S., Chaovalitwongse, W. and Iasemidis, L. D. (in press). Analysis of EEG data using optimization statistics and dynamical system techniques Computational statistics and data analysis.
184. Perlstein, W. M., Cole, M. A., Larson, M., Kelly, K. Seigmourel, P. and Keil, A. (2003) Steady-state visual evoked potential reveal frontally-mediated working memory activity in humans, Neuroscience letters 342:191-195.
185. Perrine, K., Pacia, S., Doyle, W. K., Mesad, S. and Davinsky, O. (1998) event-related desynchronization of depth electrode eeg during memory testing Epilepsia, Volume 39 Supplement 6:247-248



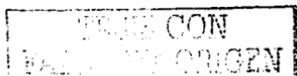
186. Petersen, S.E., Robinson, D.L., and Morris, J.D. (1990). Contributions of the pulvinar to visual spatial attention. *Neuropsychology* 25, 97-105.
187. Petsche, H., Lacroix, D., Lindner, K., Rappelsberger, P. and Schmidt-Henrich, E. (1992) Thinking with images or thinking with language: a pilot EEG probability mapping study. *International journal of psychophysiology*. 12:31-39.
188. Petsche, H., Pockberger, H. and Rappelsberger, P. (1986) EEG topography and mental performance. in Duffy, F. H. (Ed) *topography mapping of the brain* Butterworth, Stoneham, 63-98.
189. Pfurtscheller, G. (1992) Event-related synchronization (ERS): an electrophysiological correlate of cortical areas at rest. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 42: 817-826.
190. Pfurtscheller, G.; Stancak, A. and Neuper, C. (1996) Event-related synchronization (ERS) in the Alpha Band-an electrophysiological correlate of cortical idling: a review. *Int. J. Psychophysiol.* 24(1/2) 39-46. Pp 11-21
191. Phillips, M. L. (2003) Understanding the neurobiology of emotion perception; implication for psychiatry, *British journal of psychiatry* 182:190-192.
192. Piccolino, M. (1998) Animal electricity an the birth of electrophysiology: the legacy of Luigi Galvani. *Brain research bulletin* 46(5):381-407.
193. Piccolino, M. (2000) The bicentennial of the voltaic battery (1800-2000): the artificial electric organ. *Trends neuroscience* 23:147-151.
194. Pierce, T. W., Kelly, S. P., Wataon, T. D., Replage, D. King, J. S. and Pribam, K. H. (2000) Age differences in dynamic measures of EEG Bran topography 13(2): 127-134.
195. Posner, M.I. (1978). *Chronometric explorations of mind*, Hillsdale, NJ: Erlbaum.
196. Posner, M.I. (1980). Orienting of attention, *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 32, 23-25.
197. Posner, M.I., and Cohen, Y (1984). *Components of visual orienting*, in Bouma H. and Bouwhuis D.G. (Eds.), *Attention and Performance X*, Hillsdale, NJ: Erlbaum. 531-556.
198. Posner, M.I., and Dehaene, S. (1994). *Attentional networks*, *Trends in Neuroscience*, 17,75-79.
199. Posner, M.I., and Digirolamo, G.J. (1998). *Executive attention: Conflict, target detection and cognitive control*, in Parasuraman R. (Ed.), *The attentive brain*. Cambridge: MIT Press. 401-423
200. Posner, M.I., Klein, R., Summers, J., and Buggie, S. (1973). *On the selection of signals*, *Memory and Cognition*, 1, 2-12.



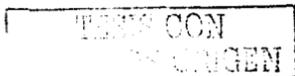
201. Posner, M.I., and Peterson, S.E. (1990). The attention system of the human brain. Annual Review of Neuroscience, 13, 25-42.
202. Posner, M.I., Peterson, S. E., Fox, P.T., and Raichle, M.E. (1988). Localization of cognitive operations in the human brain. Science, 240: 1627-1631.
203. Posner, M.I., and Raichle, M.E. (1994). Images of Mind. Scientific American Books, USA.
204. Posner, M.I., and Rothbart, M.K. (1991). Attentional mechanisms and conscious experience. in Milner A.D. and Rugg M.D (Eds.), The neuropsychology of consciousness, London: Academic Press. 91-112
205. Prado, A. y San Martín R. (1999) Análisis de datos en psicología II. Ed. Pirámide, España.
206. Purves, D., Augustine, G. J., Fitzpatrick, D., Katz, L. C., LaMantia, A. S. y McNamara, J. O. (1997) Invitación a la Neurociencia, Ed. Panamericana, Argentina.
207. Rafal, R., Henik, A., and Smith, J. (1991). Extrageniculate contributions to reflex visual orienting in normal humans: A temporal hemifield advantage. Journal of Cognitive Neuroscience, 3, 323-329.
208. Rall, W. and Agmon-Snir H. (1998) Cable Theory for Dendritic Neurons in Koch, C. y Segev, I. Methods in Neural Modeling 2ª edición, The MIT Press, U. S. A. pp 27-92.
209. Ramachandra, V. S. y Blakeslee, S. (1999) Fantasmas en el cerebro. Ed. Debate, España, 351 pp.
210. Ramon, F. y Hernández-Falcón, J (1999) El Potencial de Acción Historia de su Descubrimiento y Estudio División de Posgrado e Investigación y Departamento de Fisiología Facultad de Medicina. UNAM, México.
211. Rattoni, F. B. y Prado Alcalá, R. A. (2001) Memoria, Ed. Trillas, México.
212. Ray, W. J. and Cole, H. W. (1985) EEG alpha activity reflects attentional demands, and beta activity reflects emotional and cognitive processes. Science, 228:750-752.
213. Razoumnikova, O. M. (2000) Functional organization of different brain areas during convergent and divergent thinking: a EEG investigation. Cognitive brain research 10:11-18.
214. Reilly, E. L. (1999) EEG recording and operation of the apparatus, in Niedermeyer, E. and Lopes da Silva H. (Eds) Electroencefalography: basic Principles, Clinical Applications and Related Fields, 4<sup>th</sup> edition Lippincott Williams & Wilkins, U. S. A. pp. 122-142.
215. Roldán, P., Lepicovska, V., Dostalek, C., and Hrudova, L. (1980) Effects of breathing at a fast pace on the human EEG. Activ Nerv Sup (Praha), 22: 124.



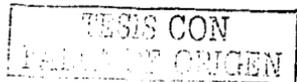
216. Rosso, O. A. , Martin, M. T. and Plastino, A. (2002) Brain electrical activity analysis using wavelet-based informational tools. *Physica A* 313: 587-608.
217. Rowe, A. D., Bullock, P. R., Polkey, C. E. and Morris, R. G. (2001) "Teory of Mind", Impairments and their relations to executive functioning following frontal lobe excisions. *Brain* 124:600-616.
218. Rypma, B. and D'Esposito, M. (2003) A subsequent-memory effect in dorsolateral prefrontal cortex. *Cognitive brain* 16:162-166.
219. Samson-Dollfus, D. and Senant, J. (1985) Analysis of background activity. In Goutman, J., Ives, J. R. and Gloor, P. (Eds.) Long monitoring in epilepsy. Electroencephalography and clinical neurophysiology suppl. 37.
220. Schiff, J. S., Jerger, K., Duong, D. H., Chang, T., Spano, M.L., and Ditto, W.L. (1994) Controlling chaos in the brain. *Nature* 370: 615-620.
221. Schlosser, R., Gesierich, T., Kaufmann, B., Vicurevic, G., Hunsche, S., Gawehn, J. and Stoeter, P. (in press) Altered effective connectivity during working memory performance in schizophrenia: a study with fMRI and structural equation modeling. *Neuroimaging*.
222. Schmidt, R. F. (1994) *Fisiologia* ed. Interamericana-Mc Graw Hill.
223. Sebban, C., Zhang, X. Q., Tesolin, B., Millan, M. J. and Spedding, M. (1999) Changes in EEG spectral power in the prefrontal cortex of conscious rats elicited by drugs interacting with dopaminergic and noradrenergic transmission. *British Journal of pharmacology* 128:1045-1054.
224. Senkowski, D. and Herrmann, C. (2002) Effects of task difficulty on evoked gamma activity and EKP's in visual discrimination task. *Clinical Neurophysiology*. 113: 1-2.
225. Serrano, J. A. (1990) *Filosofia de la ciencia*. Ed. Trillas, México.
226. Shepherd, G. M. and Koch, C. (1998) Introducción to Synaptic Circuits in Shepherd, G. (Ed) The Synaptic Organization of the Brain 4ra edición, Oxford University Press, USA. pp 1-36.
227. Skrandies, W., Reik, P. and Kunze, C. (1999) Topography of evoked brain during mental arithmetic and language task: sex difference. *Neuropsychologia* 37:421-430.
228. Slewa-Younan, S., Green, A. M., Baguley, I. J., Felminghan, K. L., Haig, A. R. and Gordon, E. (2002) Is "gamma" (40Hz) synchronous activity disturbed in patients with brain injury? *Clinical Neurophysiology* 113:1640-1646.
229. Smith, C. U. M. (1987) *El cerebro* Alianza Universidad, España.



230. Smith, J. R., Funke, W. F., Yeo, W. C. and Ambuchi, R. A. (1975) Detection in human sleep EEG wave form, *Electroencephalography and clinical neurophysiology* 38:435-437.
231. Smith, S. A.; Wong, P. K. H. and Jan, James E. (1998) Unilateral Alfa Reactivity: An Electroencephalographic Finding in Albinism *J Clin Neurophysiol*, Vol. 15(2):146-149
232. Speckmann, E. J. and Elger C. (1999) Introduction to the Neurophysiological Basis of the EEG and DC Potentials in Niedermeyer, E. and Lopes da Silva H. (1999) *Electroencephalography: basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*, 4<sup>th</sup> edition Lippincott Williams & Wilkins, U. S. A. pp. 15-27.
233. Stam, C. J. (2000) Brain dynamics in theta and alpha frequency bands and working memory performance in humans. *Neuroscience letters* 286: 115-118.
234. StatSoft, Inc. (1995). STATISTICA for Windows. [Computer program manual]. StatSoft, Inc USA.
235. StatSoft, Inc. (1998) STATISTICA Electronic Manual Index StatSoft, Inc USA..
236. Steriade M., Amzica F., and Contreras D. (1996a) Synchronization of fast (30-40 Hz) spontaneous cortical rhythms during brain activation, *J Neurosci* 16:392-417.
237. Steriade M., Contreras D., Amzica F. and Timofeev I (1996b) Synchronization of fast (30-40 Hz) spontaneous oscillations in intrathalamic and corticothalamic networks. *J Neurosci* 16:2788-2808.
238. Steriade M., Jones E. G. and Llinás R. R (1990) Thalamic oscillations and signaling. New York: Wiley-Interscience.
239. Steriade M., McCormick D. A. and Sejnowski TJ (1993) Thalamocortical oscillations in the sleeping and aroused brain. *Science* 262:679-685.
240. Sternberg, R. J. (1986) Las capacidades humanas, Ed. Labor, España.
241. Stroop, J.R. (1935). Studies of interference in serial verbal reactions, *Journal of Experimental Psychology*, 18, 643-662.
242. Stryker, M.P. (1989) Is grandmother an oscillation? *Nature* 338: 297-298.
243. Swason, H. L. (2003) Age-related differences in learning disabilities and skilled readers' working memory. *J. Experimental Child psychology* 8:1-31.
244. Tamura, I., Kikuchi, S., Otsuki, M., Kitagawa, M. and Tashino, K. (2003) Deficit of working memory during mental calculation in patients with parkinson's disease, *Journal of the neurological science* 209:19-23.
245. Tarry, R. M. (2000) Aprendizaje: Teoría e investigación contemporáneas Mc Graw Hill, España.



246. Thatcher, R.W., Krause, P.J., and Hrybyk, M. (1986) Cortico-cortical associations and EEG coherence: a two-compartmental model, *Electroenceph. clin. neurophysiol.* 64: 123- 143.
247. Tononi, G. (2002) Conciencia y complejidad, en Morgado, I. (ed) *Emoción y conocimiento* Tusquets, España 195-217.
248. Tononi, G. and Edelman, G. E. (1998) Consciousness and complexity, *Science* 282:1846-1850.
249. Townsend, R. E. and Johnson, I. C. (1979) Relation of frequency analyzed EEG to monitoring behavior, *Electroencephalography and clinical neurophysiology* 47:272-279.
250. Travis, F., Tecce, J., Arenander, A. and Wallace, R. K. (2002) Patterns of EEG coherence, power, and contingent negative variation characterize the integration of transcendental and waking states, *Biological Psychology* 61:293-319.
251. Tsvetkova, L. S. (1996) Acalculia: aproximación neuropsicológica al análisis de la alteración y la rehabilitación del cálculo en Ostrosky, F., Ardila, A. y Chayo, R. (Eds) *Rehabilitación neuropsicológica*, Ed. Planeta, Mexico. 114-131.
252. Valentino, D. A., Arruda, J. E. and Gold, S. M. (1993) Comparison of EEG and response accuracy in good vs. Poor performers during a vigilance task, *international journal of psychophysiology*, 15:123-133.
253. Van Veen, V., Cohen, J.D., Botvinick, M.M., Stenger, V.A., and Carter, C.S. (2001). Anterior cingulate cortex, conflict monitoring and levels of processing, *Neuroimage*, 14, 1302- 308.
254. Vazquez, M., Vaquero, E., Cardoso, M. J. and Gomez, C. M. (2001) Temporal evolution of alpha y beta bands during visual espacial attention, *Cognitive brain research* 12:315-320.
255. Vila Castellar, J. (1996) Introducción a la psicofisiología clínica Editorial Piramide, S. A. España.
256. Vogt, F., Klimesch, W. and Doppelmayr, M. (1998) High-Frequency Components in the Alfa Band and Memory Performance *J Clin Neurophysiol*, Vol. 15(2),167-172
257. Wallis, J. D., Anderson, K. C. and Miller, E. K. (2001) Singles neurons in prefrontal cortex encode abstract roles, *Nature* 411:953-962.
258. Walter W. G. (1961) El cerebro viviente F. C. E., Mexico.
259. Williams, H. L., Granda, A. M., Jones, R. C., Lubin, A. and Armington, J. C. (1962) EEG frequency and finger pulse volume as predictor of reaction time during sleep loss, *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 14:64-70.



260. Wright, J. J. and Liley, D. T. J. (1996). Dynamics\_of\_the\_brain\_at\_global\_and\_microscopic\_scales: Neural\_networks\_and\_the\_EEG. Behavioral and Brain Sciences 19 (2): 285-320.
261. Yoo, S. S., Guttman, C. R. G., Ives, J. R., Panych, P., Kikinis, R., Achamer, D. L. and Jolesz, F. A. (1997) 3D localization of superface 10-20 EEG electrodes on high\_resolutions anatomical MR images. Electroencephalography and clinical neurophysiology 102:335-339.
262. Yordanova, J., Rosso, O. A. and Kaler, V. (2003) A\_transient\_dominance\_of\_theta\_event-related\_brain\_potential\_component\_characterizes\_stimulus\_processing\_in\_auditory\_oddball\_task. Clinical neurophysiology 114:529-540.

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN