

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA  
DE MEXICO



FACULTAD DE PSICOLOGIA

0298788

ESTUDIO DE LAS MEDIDAS ESPECTRALES DE  
BANDA ANCHA DEL EEG EN UN GRUPO DE  
PACIENTES CON TUMORES CEREBRALES:  
EVALUACION DE LA SUSTRACCION DE UN  
FACTOR DE ESCALA GLOBAL.

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE  
**LICENCIADO EN PSICOLOGIA**

**P R E S E N T A**

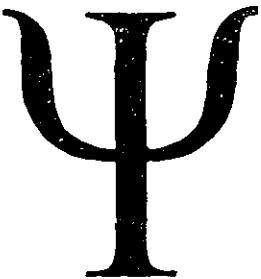
**MIGUEL ANGEL SALGADO HERRERA**

DIRECTORA DE TESIS: DRA. JOSEFINA RICARDO GARCELL

ASESORES:

DR. ANTONIO FERNANDEZ-BOUZAS

DR. AURELIO BALLESTEROS MARESMA



MEXICO, D.F.,

2001



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.

Sinodales:

**Lic. Ana Eugenia Díaz de León**

**Dra. Thalía Fernández Harmony**

**Dr. Antonio Fernández Bouzas**

**Dra. Gloria Otero Ojeda**

**Dra. Josefina Ricardo Garcell**

*A mis padres*

*A mi hijo*

*A mis hermanos*

## AGRADECIMIENTOS

Ante todo agradezco, muy especialmente, a mi maestra la Dra. en Ciencias Josefina Ricardo Garcell por su inmenso apoyo, acertada dirección, insuperable tenacidad, enorme paciencia y por el gran privilegio de su amistad.

A mis amigos, la Lic. Dinorah Ponce Ortega y el Dr. Aurelio Ballesteros Maresma por haber concebido la posibilidad de la titulación haciéndome ver su importancia en momentos en que su materialización había dejado de ser una prioridad en mi vida.

A los Dres. Antonio Fernández-Bouzas y Aurelio Ballesteros Maresma por su valiosa asesoría en la interpretación imagenológica.

A la Lic. Irma Serrano López por su gran colaboración y por compartir el esfuerzo de muchas horas de trabajo.

A la Dra. Thalía Harmony por su valiosa cooperación en la evaluación de los segmentos de EEG utilizados en este trabajo.

A la Lic. Ana Eugenia Díaz de León por su gran ayuda en hacer viable el reinicio de las actividades inherentes a esta titulación así como por sus oportunos comentarios sobre el presente trabajo.

A las Dras. Gloria Otero Ojeda y Thalía Fernández Harmony por su valiosas opiniones en la revisión de esta tesis.

A la Dra. Lídice Galán García por su excelente asesoría estadística.

A la Dra. Lourdes Díaz-Comas y a la Lic. Trinidad Virués por el apoyo que me brindaron en este trabajo.

Al Ing. Víctor Vaugier por su gran ayuda en la impresión de las figuras.

A todo el personal de los departamentos de Neurocirugía, Neurología y Radiología del Hospital Juárez de México, especialmente a los Dres. José Ma. Sánchez Cabrera, Rafael Mendizábal, Gustavo Casián, Carlos Flores, José L. Hernández Moreno, Pedro Hernández, Raúl Sánchez, a los residentes de dichos departamentos y a la Lic. en Enfermería Ma. Guadalupe Pérez Rodríguez, por su valiosa participación en el proceso de estudio de los pacientes.

*Gracias a todos*

## RESUMEN

Es una observación frecuente que dos electroencefalogramas (EEGs) tengan una apariencia similar pero difieran en su amplitud global; esto se debe a que los registros del EEG están afectados por un Factor de Escala Global (FEG). La sustracción de este FEG disminuye la variabilidad no fisiológica y contribuye a mejorar la precisión diagnóstica. El presente trabajo tuvo por objetivos evaluar en un grupo de pacientes con tumores cerebrales el grado de coincidencia de la precisión diagnóstica utilizando los parámetros de la Potencia Absoluta (PA) en las bandas: delta, theta y alfa, obtenidos sin y con la sustracción del FEG, así como de la Potencia Relativa (PR) en las mismas bandas, utilizando como criterio de verdad la lesión evidenciada por la Resonancia Magnética (RM). Se estudiaron 20 pacientes con tumores cerebrales supratentoriales (13 mujeres y 7 hombres, con edad promedio de 57 años). En todos los casos, la presencia de la lesión se comprobó a través de la RM simple y contrastada. Se obtuvieron las PAs, sin y con la sustracción del FEG, así como las PRs en las bandas señaladas en los dos montajes estudiados: voltaje y Laplaciano. En cada uno de los pacientes se determinó cuales eran las derivaciones que tenían la posibilidad de estar afectadas por la lesión teniendo en cuenta el volumen del tumor (derivaciones radiológicas). El registro del EEG fue referencial y para ello se utilizaron electrodos de superficie colocados según el Sistema Internacional 10-20 (19 derivaciones electroencefalográficas). En cada una de las 19 derivaciones electroencefalográficas se analizó la proporción de verdaderos positivos (VP) existente en toda la muestra, definida como el número de pacientes que tenían lesionada la derivación i-ésima según la RM y cuyos valores Z de los parámetros considerados (PA o PR) eran mayores que 1.96 o menores que - 1.96 (se desviaban de la media más de dos desviaciones estándar), dividido por el número de pacientes que tenía lesionada la derivación según la RM. Se compararon los valores medios de la proporción de los VP en los dos parámetros considerados, dichos valores se obtuvieron promediando los VP a través de las 19 derivaciones registradas. El estadígrafo utilizado fue la t-Student para muestras apareadas, con un nivel de significación de 0.05. Tanto en la PA como en la PR, los parámetros que se compararon entre sí, en todas las bandas y montajes, fueron: las PAs sin y con la sustracción del FEG y cada una de las anteriores con su homóloga en la PR. Los porcentajes de VP en la PA fueron mayores con la sustracción del FEG que sin aplicar la sustracción en

todas las bandas y montajes. Los resultados de comparar la PR con su homóloga en la PA sin y con la sustracción del FEG no fueron tan homogéneos como en la comparación de la PA sin vs. con dicha sustracción. Se concluyó que debe realizarse la sustracción del FEG en las PA delta, theta y alfa si se quiere lograr una mejor localización de los tumores cerebrales y que las PR en las mismas bandas deben usarse como complemento de las PAs a las que se les ha sustraído el FEG.



## INDICE

<i>Introducción.....</i>	<i>Pág.</i> <i>1</i>
<i>Antecedentes.....</i>	<i>4</i>
<i>Objetivos.....</i>	<i>15</i>
<i>Material y Métodos .....</i>	<i>16</i>
<i>Resultados.....</i>	<i>21</i>
<i>Discusión.....</i>	<i>33</i>
<i>Conclusiones.....</i>	<i>41</i>
<i>Recomendación.....</i>	<i>41</i>
<i>Bibliografía.....</i>	<i>42</i>

## INTRODUCCION

Los tumores intracraneales en general, y los cerebrales en particular, en cualquiera de sus variadas localizaciones, constituyen un hecho frecuente en la práctica médica y representan una de las causas de perturbación importante de las funciones cerebrales. Entre las mismas se destacan: grados variables de trastornos en el estado de la conciencia, alteraciones de las funciones motoras y sensoriales, de la conducta, de la memoria, etc. Estas han sido atribuidas, entre otras causas, a la localización de la lesión, a la presencia de las células tumorales propiamente dichas, su velocidad de crecimiento, y a la hipertensión endocraneana que suelen producir (Luria, 1978; Adams y cols., 1997; Waxman, 1998).

La posibilidad de demostrar *in vivo* la presencia de una lesión tumoral cerebral, desde el siglo pasado hasta la fecha, ha estado principalmente a cargo de los estudios imagenológicos, desde la expresión en radiografías simples del llamado síndrome óseo de la hipertensión endocraneana, hasta el uso de diferentes medios o de sustancias de contraste, como el aire en sistemas ventriculares, contrastes yodados inyectados en el torrente sanguíneo, hasta los modernos métodos de diagnóstico: Tomografía Axial Computarizada (TAC), Resonancia Magnética (RM), estudios con radioisótopos, etc. (Adams y cols., 1997; Waxman, 1998).

La mayoría de estas pruebas diagnósticas son estudios de fundamento morfológico, es decir, reproducen, con mayor o menor resolución espacial, los cambios estructurales que la presencia del tumor imprime sobre las diferentes áreas anatómicas cerebrales; sin embargo, a excepción de las Tomografías por Emisión de Positrones (PET, por sus siglas en inglés: Positron Emission Tomography) y de Emisión por Fotón Único (SPECT, por sus siglas en inglés: Single Photon Emission Computerized Tomography), no aportan información relacionada con los diversos grados de perturbación funcional involucrados en estas entidades (Waxman, 1998).

A pesar de la reconocida capacidad de estos métodos sofisticados formadores de imágenes en la demostración de las alteraciones estructurales cerebrales en general y de los tumores en particular, así como de su extensa utilización en los países desarrollados, el alto costo de dichas técnicas limita su empleo en el estudio de pacientes con escasos recursos económicos.

En el caso particular de la RM, además de su costo elevado, es una técnica que requiere de una cooperación que limita su aplicación en niños pequeños y en pacientes con confusión o retraso mental. Otras limitaciones de su uso son la presencia de marcapasos, clips metálicos en los vasos sanguíneos y prótesis de cadera, entre otras (Adams y cols. 1997).

En paralelo con el desarrollo de éstos métodos imagenológicos, se introdujo en la práctica clínica un método de evaluación funcional: el registro de la actividad eléctrica cerebral, conocido como electroencefalograma (EEG), que no tardó en establecerse, algunos años después del reporte de Hans Berger en 1929, como un medio importante en el estudio en las lesiones cerebrales (Brazier, 1992).

Los tumores cerebrales pueden afectar al EEG debido a la compresión, desplazamiento, o destrucción que los mismos producen en el tejido nervioso; por la interrupción del flujo sanguíneo local, o por la hidrocefalia obstructiva y el edema asociados muchas veces a ellos. La presencia, naturaleza y extensión de las anomalías electroencefalográficas son muy variables de un individuo a otro y puede deberse, al menos en parte, a la edad del paciente así como al tamaño, localización y velocidad de crecimiento del tumor. Es más probable encontrar un registro anormal en los tumores supratentoriales que en los infratentoriales así como en aquellos tumores de crecimiento rápido con respecto a los de crecimiento más lento (Aminoff, 1992).

El EEG tiene un papel complementario importante en la evaluación de aquellos pacientes en los cuales se sospecha o se conoce de la existencia de un tumor cerebral ya que indica cuáles pacientes requieren de una investigación más detallada. En particular, el EEG es útil en el análisis de síntomas episódicos que podrían ser epilépticos o no en su naturaleza, a la vez

que suministra información acerca de la extensión de la disfunción cerebral presente (Aminoff, 1992).

Todas estas ventajas del EEG tradicional han sido enriquecidas con la introducción del EEG cuantitativo, especialmente con el análisis en el dominio de las frecuencias, método a partir del cual se pueden elaborar mapas que han generado un creciente interés en los últimos años (Duffy, 1985; Duffy y cols., 1981, 1990; John y cols., 1988; Maurer y Dierks, 1991) ya que ofrecen la posibilidad de disponer de una presentación compacta de los datos del EEG en forma de un mapa topográfico que se construye sobre una superficie de toda la cabeza.

## ANTECEDENTES

La característica más importante de las masas expansivas intracraneales en electroencefalografía clínica es la presencia de una actividad delta polimórfica o de una actividad delta continua localizada en el sitio de la lesión (Fisher-Williams y Dike, 1999). La actividad delta polimórfica ha sido relacionada con la deaferentación del área cortical involucrada (Hirsch y cols., 1966). Se observa generalmente en las lesiones cerebrales destructivas que afectan a la sustancia blanca subcortical; a veces no se aprecia en las lesiones restringidas a la corteza cerebral (Rhee y Goldensohn, 1975; Gloor y cols., 1977). Puede encontrarse bilateral o unilateralmente en pacientes con tumores talámicos, aunque su distribución en tales circunstancias puede ser variable (Aminoff, 1992).

Otros aspectos relevantes del EEG tradicional en los tumores cerebrales pueden resumirse de la forma siguiente (Aminoff, 1992):

1. En aquellas lesiones que afectan las estructuras subcorticales de la línea media, o en lesiones frontales profundas, es posible observar una actividad delta rítmica intermitente con un predominio frontal en los adultos (FIRDA, por sus siglas en inglés: Frontal Intermittent Rhythmic Delta Activity) y occipital en los niños (OIRDA, por sus siglas en inglés: Occipital Intermittent Rhythmic Delta Activity).
2. Las lesiones supratentoriales superficiales producen generalmente cambios electroencefalográficos más localizados que las hemisféricas profundas, las cuales pueden producir anomalías que afectan a todo el hemisferio o cambios más difusos.

3. La depresión de la actividad eléctrica cerebral en una región discreta del cerebro es un signo local confiable de la presencia de una lesión cerebral subyacente. Las ondas agudas, que aparecen durante una crisis o entre una y otra crisis (intercríticas), tienen un valor localizador menor aunque el mismo puede incrementarse cuando estas ondas se asocian a un foco de ondas lentas. Sin embargo, la actividad epileptiforme puede preceder por varios meses a otras alteraciones focales de mayor valor diagnóstico. Habitualmente aparece en los márgenes de la lesión y es más probable observarla en los tumores de crecimiento lento que en los que se expanden rápidamente y en los tumores hemisféricos es más frecuente que en las lesiones del tallo cerebral.
4. Se han descrito otras anomalías en pacientes con lesiones cerebrales discretas: asimetría de la actividad rápida inducida por medicamentos, aumento local de la actividad beta así como la presencia de ritmo mu. Estos hallazgos son de menor significación y pueden conducir a dificultades para determinar en cuál de los dos hemisferios se encuentra la lesión.
5. Puede ocurrir que los tumores supratentoriales de localización profunda no produzcan anomalías en el EEG. Es por eso que puede encontrarse un EEG normal en pacientes con tumores hipofisarios, a menos que la lesión se extienda más allá de la fosa pituitaria.
6. Las alteraciones referidas no permiten la diferenciación de las lesiones neoplásicas de otros trastornos estructurales localizados como abscesos o infarto cerebrales.

Entre las medidas más utilizadas de análisis del EEG, en el dominio de la frecuencia, se encuentran las medidas espectrales de banda ancha (potencia absoluta, potencia relativa, frecuencia media, asimetría de energía y coherencia). Dichas medidas han sido usadas tanto para estudiar lesiones intracraneales como otras disfunciones del SNC (Duffy, 1985; Duffy y cols, 1990; John y cols., 1988; Harmony y cols., 1990 a,b, 1993, 1994; Fernández, 1995; Fernández-Bouzas, 1999; Fernández-Bouzas y cols., 1995).

En el análisis del dominio de la frecuencia, lo que generalmente se hace es calcular la transformada de Fourier en cada uno de los segmentos de EEG, libres de artefactos y de actividad paroxística que se seleccionaron en las derivaciones registradas (habitualmente equivalen aproximadamente a un minuto de EEG). Por medio de este análisis se descompone la señal original, en este caso el EEG, en una serie de ondas sinusoidales de diferente frecuencia. La primera onda sinusoidal va a tener una duración o periodo igual a la duración del segmento del EEG esto es, si se seleccionaron segmentos de 2.56 segundos de duración, la primera onda sinusoidal va a tener un periodo de 2.56 segundos. En el análisis de frecuencias no se emplea el periodo, sino la frecuencia, que es inverso del periodo; así, un periodo de 2.56 segundos equivale a  $1 / 2.56 = 0.39$  ciclos por segundo o 0.39 Hertz (Hz). Las siguientes frecuencias van a ser múltiplos de ésta, que es la frecuencia fundamental o la frecuencia de resolución: 0.78 Hz, 1.17 Hz, 1.56 Hz, 1.95 Hz, etc.. Una vez que se ha descompuesto la señal en estas ondas sinusoidales que van a tener una amplitud y una fase características, de acuerdo a las peculiaridades de la señal, se calcula el *espectro de potencia* (Harmony y Fernández-Bouzas, 1995).

El espectro de potencia es una gráfica de la potencia, o sea, de la amplitud al cuadrado de la senoide en cada frecuencia; cuando la frecuencia de resolución es de 0.39 Hz se tiene un valor de potencia a los 0.78, 1.17, 1.56, 1.95, etc.. El análisis de frecuencia del EEG se puede realizar utilizando las potencias correspondientes a cada frecuencia y se denomina análisis de banda estrecha pero, como estos son muchos valores la tendencia ha sido agruparlos por bandas, utilizándose los límites de frecuencia de los ritmos electroencefalográficos. A este tipo de análisis se le denomina de banda ancha y se va a tener para cada electrodo el valor de la potencia absoluta (PA) delta, theta, alfa, beta y total, las cuales pueden ser mostradas en forma de mapas.

La potencia relativa (PR) representa el por ciento de actividad en una banda (de las cuatro bandas de la electroencefalografía clínica) y se calcula como el valor de PA en una banda

particular entre la suma de los valores de PA de todas las bandas (Harmony y Fernández-Bouzas, 1995):

$$PR \text{ alfa} = PA \text{ alfa} / (PA \text{ delta} + PA \text{ theta} + PA \text{ alfa} + PA \text{ beta})$$

Tanto la PA como la PR varían con la edad (Matousek y Petersen, 1973; John y cols., 1980; Harmony y cols., 1990b). Por esta razón es difícil juzgar cuándo un mapa es anormal para su edad. Para obtener esta información, los valores de PA y PR en cada banda se transforman en valores Z. Estos mapas Z nos indican que tanto el sujeto en estudio se desvía o se encuentra próximo a la media de los sujetos normales de su edad, es decir, a la norma para su edad. El valor Z se calcula de la siguiente manera:

$$Z \text{ PA delta} = \frac{(PA \text{ delta del sujeto} - PA \text{ delta del promedio})}{(\text{desviación estándar de la PA delta})}$$

En este caso, el promedio y la desviación estándar se refieren al grupo de sujetos de la misma edad que el sujeto. Así, el valor Z puede ser positivo o negativo dependiendo de si el valor del sujeto es mayor o menor a la norma. Si el valor Z es igual a 0 (cero), entonces el sujeto es igual a la media de los sujetos de su edad. Un valor Z mayor a 2.0 significa que el sujeto se encuentra 2 desviaciones estándar por arriba de la norma, lo cual puede considerarse como anormal con una  $p = 0.05$ . Si el valor de Z es inferior a  $-2.0$ , indica que el sujeto está 2 desviaciones estándar por debajo de la norma. Se consideran anormales valores Z mayores a 2.0 de las PA y PR delta y theta, así como valores inferiores a  $-2.0$  de las PA y PR alfa. Sobre la actividad beta no se ha definido con precisión qué pudiera considerarse anormal en las lesiones expansivas, aunque esta actividad se encuentra anormal en distintos tipos de pacientes psiquiátricos (Harmony y Fernández-Bouzas, 1995).

Los mapas Z de las PAs y las PRs se calculan, generalmente, en dos montajes: voltaje y Laplaciano. El montaje de voltaje es el que se conoce también como monopolar o referencial mientras que el montaje Laplaciano es el de las densidades de fuentes de corriente. Éstas se



calculan a partir de los registros de voltaje y dicho cálculo se hace por medio de la derivada de Laplace, de ahí el nombre de Laplaciano que se le da a este montaje. La densidad de fuentes de corriente mide la entrada o salida de corriente en cada lugar y es un número único para cada punto en el espacio. Lo más frecuente para calcularla es usar cuatro electrodos equidistantes que formen un cuadrado alrededor del electrodo (al que denominaremos "X") en el cual se quiere calcular la densidad de fuentes de corriente: el Laplaciano en el electrodo "X" será igual a la suma de los voltajes en los cuatro electrodos que lo rodean menos cuatro veces el voltaje del electrodo "X". En el montaje referencial hay electrodos que quedan con esta disposición espacial como, por ejemplo, el electrodo P4 que esta rodeado por C4, Pz, O2 y T6; para este tipo de electrodos el cálculo es inmediato. Sin embargo hay otros, como T3, que sólo están rodeados por tres electrodos; para este otro tipo de electrodos se utiliza una aproximación por interpolación (el método utilizado por nosotros fue el desarrollado por Pascual y cols., 1988). Al usar el montaje Laplaciano se elimina la información del electrodo de referencia y el error asociado al mismo. El efecto del cálculo del Laplaciano es el de obtener un filtro espacial que circunscribe con mayor precisión el origen de algún tipo de actividad eléctrica normal o anormal (Harmony y Fernández-Bouzas 1995, 2001; Fernández-Harmony y González-Garrido, 2001).

En relación con las lesiones intracraneales, la introducción del EEG cuantitativo ha aportado mejores procedimientos de localización de las mismas que el EEG visual de rutina (Gotman y cols., 1975; Harner, 1977; Matsuoka y cols., 1978; Harmony, 1984; Duffy, 1985; Prier y cols., 1986; Harmony y cols., 1993; Fernández-Bouzas, 1999; Fernández-Bouzas y cols., 1995) y el uso de la transformación Z (John y cols., 1977), utilizando normas basadas en grupos de individuos normales, de acuerdo a la edad, ha aumentado las probabilidades de acierto en el diagnóstico topográfico de dichas lesiones.

Duffy (1985) ha detectado la recaída de pacientes que han recibido tratamiento por tumores cerebrales, de tres a seis semanas más temprano con el EEG cuantitativo que con la TAC. Por su parte, Prier y cols. (1986) observaron una buena correlación entre la localización por la TAC y el EEG en 31 de 39 pacientes con tumores. Las ondas lentas fueron el mejor

indicador del EEG para la localización de la lesión. La actividad delta focal fue más frecuente en los tumores de la sustancia blanca profunda mientras que la actividad alfa estuvo disminuida en el lado del tumor en este tipo de lesión y aumentado en los tumores superficiales. En este estudio el EEG cuantitativo aportó mejor localización que el EEG tradicional.

Harmony y cols. (1993) por su parte, estudiaron un grupo de pacientes con lesiones expansivas intracraneales en los que compararon los mapas de voltaje y el Laplaciano para la localización de las mismas. Dichos autores encontraron que los mapas Z de la PA en la banda delta, sobre todo del Laplaciano, definían con mayor precisión la localización de la lesión y que el edema vasogénico se correlacionaba más claramente con los mapas de la actividad theta. Estos hallazgos fueron comprobados en un grupo mayor de pacientes en donde analizaron y compararon distintos tipos de mapas con la localización obtenida por TAC (Fernández-Bouzas y cols., 1995).

Por otra parte, es una observación frecuente en la práctica clínica encontrar que dos EEGs tengan una apariencia similar pero difieran grandemente en su amplitud global. La impresión de muchos expertos es que a veces existe un factor de ganancia general que está variando aleatoriamente en datos electroencefalográficos que son similares. Valdés y cols. (1992) resumieron las ideas en torno a este hallazgo empírico con la proposición de que los registros del EEG están afectados por un **Factor de Escala Global** aleatorio, cuya presencia fue demostrada, matemáticamente, por Hernández y cols. (1994) a partir de una base de datos normativos. Un ejemplo de este tipo de diferencias en escala se ve en la **Figura 1** en la cual los logaritmos de los espectros de dos individuos diferentes son semejantes en cuanto a su forma pero son distintos en la magnitud de su energía o potencia; es decir, los logaritmos de estos espectros difieren, básicamente, en el valor de la línea de base promedio, lo cual se debe a una diferencia en un factor multiplicativo en los espectros crudos (Valdés y cols., 1992; Hernández y cols., 1994).

LOG SPECTRUM ( $\mu V^2/cps$ )

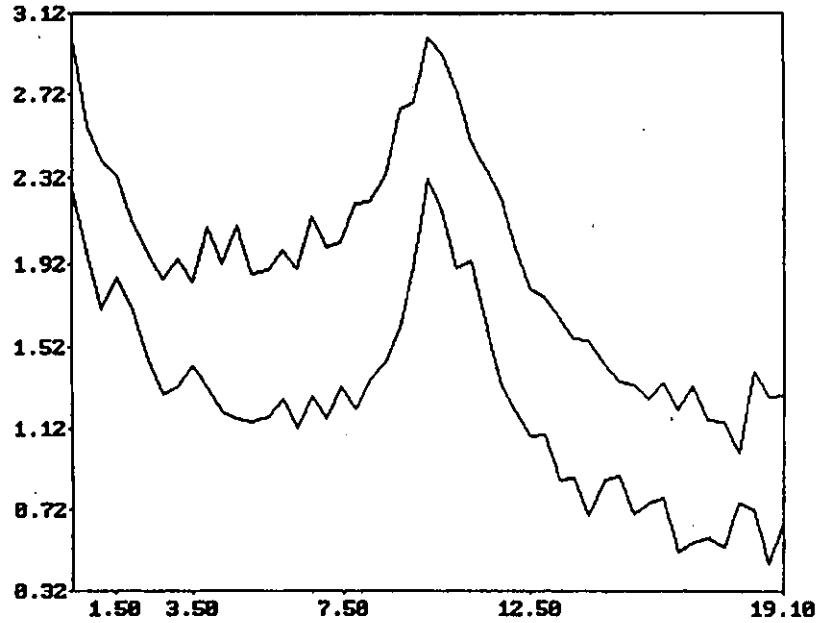


FIGURA 1. Logaritmo de los espectros de frecuencia de la derivación O1 del EEG (ojos cerrados) pertenecientes a dos sujetos sanos diferentes. La curva superior corresponde a una mujer de 43.3 años y la inferior a otra mujer de 51.3 años. Tomado de Hernández y cols., 1994.

El Factor de Escala Global (FEG) se calculó a partir de una muestra de 211 sujetos normales, entre 5 y 97 años de edad, en tres estados funcionales: ojos cerrados, ojos abiertos y tres subestados de la maniobra de hiperventilación. A través de un ANOVA de medidas repetidas se observó que no había diferencias entre los estados (lo que equivale a que el FEG no depende del estado fisiológico) pero sí las había con la edad. Luego, al realizar una regresión del FEG contra la edad se apreció una tendencia decreciente (Valdés y cols., 1992; Hernández y cols., 1994; Bosch, 2001). La **Figura 2** muestra el espectro de dos sujetos sanos de diferentes edades, en la derivación O2, antes y después de la sustracción del FEG (Bosch, 2001). A partir de estos resultados se infirió que las variaciones del FEG con la edad pudieran estar relacionadas con las propiedades de maduración del volumen conductor como son las características del hueso, la geometría del cráneo y las conductancias de la piel y el cráneo, etc. (Valdés y cols., 1992; Hernández y cols., 1994; Bosch, 2001).

Por tanto, como la potencia del espectro varía de un sujeto a otro, es necesario sustraer o excluir la contribución de potencia de los factores extracerebrales para que todos los sujetos sean comparados en la misma escala. Para ello se suman todos los valores de potencia de cada frecuencia del espectro, en cada una de las derivaciones, y dicha suma se divide por el producto del número total de derivaciones por el número total de frecuencias. El valor obtenido de esta forma se resta a cada valor del espectro en cada una de las frecuencias y derivaciones. En el programa Track Walker del Electroencefalógrafo Digital MEDICID, se denomina Poder Geométrico (**G en los mapas**) al procedimiento por el cual se hace la corrección del FEG (**sustracción del mismo**) en los datos espectrales del EEG.

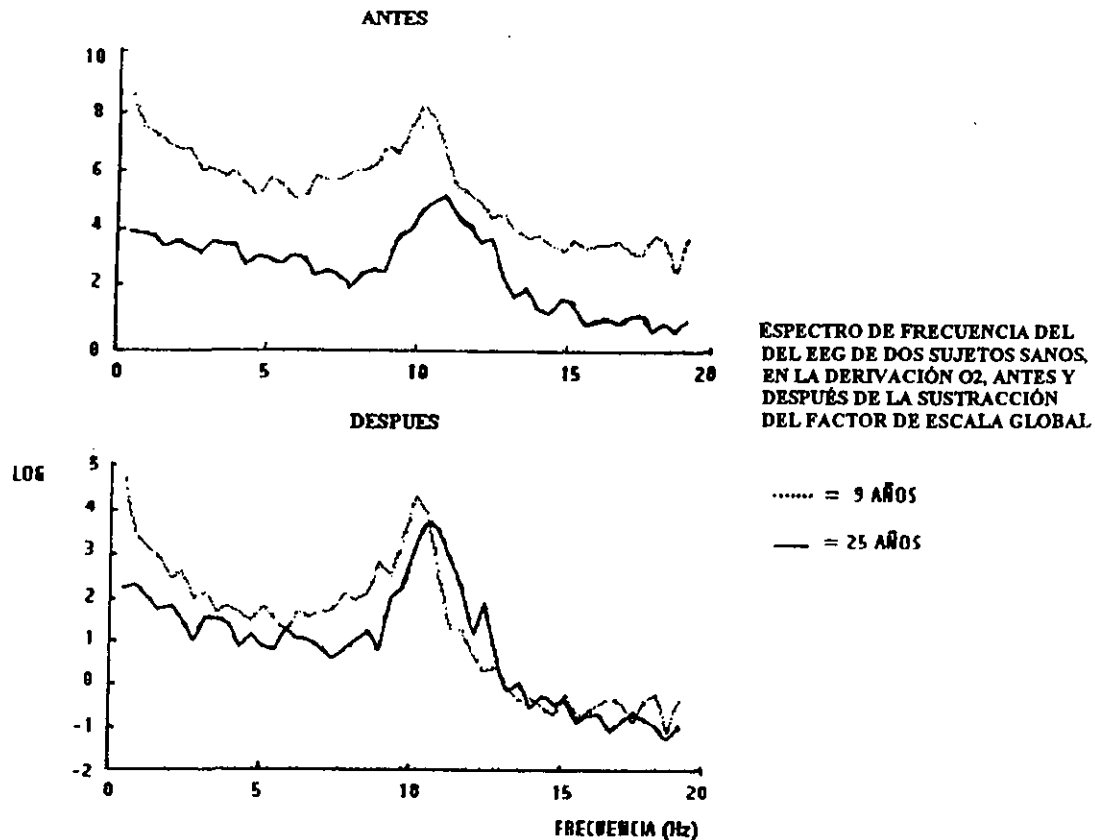


FIGURA 2

La contribución del FEG a la varianza total del EEG alcanza el 42 % de la varianza total de los datos corregidos por la edad. Por consiguiente, la sustracción del FEG, tanto en los valores de las normas como en los del sujeto a evaluar, mejora considerablemente la comparación entre ambos grupos de datos y disminuye la variabilidad del EEG determinada por influencias extracerebrales. En otras palabras, disminuye la variabilidad no fisiológica y contribuye a mejorar la precisión diagnóstica (Valdés y cols., 1992; Hernández y cols., 1994; Szava y cols., 1994; Bosch, 2001).

Szava y cols. (1994) aplicaron la sustracción del FEG a las medidas espectrales de banda ancha y de banda estrecha, en un grupo de pacientes con diferentes patologías cerebrales (tumores, accidentes vasculares encefálicos, epilepsia, psicosis orgánica) y comprobaron que la efectividad del diagnóstico se incrementó significativamente con la sustracción del FEG. Sin embargo, estos autores no utilizaron los mapas Z de las medidas espectrales de banda ancha de la forma tradicional en que se aplican en la práctica clínica (potencia absoluta total delta, theta, etc) sino que usaron los valores “Z supremos” para las frecuencias lentas (delta, theta) y los “Z ínfimos” para la banda alfa. Tampoco llevaron a cabo una comparación directa entre las Potencias Absolutas (PAs) y la localización de la lesión obtenida a través de un método imagenológico.

Con excepción del trabajo de Szava y cols. (1994) no se tienen antecedentes de otras investigaciones con las PAs (banda ancha) que aborden esta temática con un enfoque clínico y no se han implementado estudios en que la comparación de los valores de la PA, sin y con la sustracción del FEG, se relacione con imágenes por RM, en pacientes con tumores cerebrales. Por eso se considera de importancia continuar trabajando en este campo debido a que, en la medida en que se pueda conocer más acerca de la “potencia localizadora” de un método en lesiones estructurales bien definidas se podrán evaluar mejor las disfunciones cerebrales presentes en aquellos pacientes en los que no se puede demostrar una lesión por los métodos imagenológicos habituales como ocurre, por ejemplo, en la mayor parte de las enfermedades mentales.

Finalmente, teniendo en cuenta que las Potencias Relativas (PRs) en las diferentes bandas, al ser porcentajes de las PAs totales, tienen menores coeficientes de variación que las mismas (Hernández y cols., 1994), se considera que es importante conocer si esta medida ofrece ventajas “localizadoras” sobre el uso de la PA sin y con la sustracción del FEG.

## OBJETIVOS

### General

Contribuir al hallazgo de parámetros electrofisiológicos que incrementen la precisión diagnóstica de lesiones cerebrales utilizando métodos objetivos.

### Específicos

1. Evaluar en un grupo de pacientes con tumores cerebrales el grado de coincidencia de la precisión diagnóstica utilizando los parámetros de la PA (delta, theta y alfa), obtenidos sin y con la sustracción del FEG, tomando como criterio de verdad la lesión evidenciada por la RM.
2. Evaluar en el mismo grupo de pacientes con tumores cerebrales el grado de coincidencia de la precisión diagnóstica de la PR (delta, theta y alfa), utilizando como criterio de verdad la lesión evidenciada por la RM.
3. Comparar la precisión diagnóstica de los dos parámetros, PA y PR, con el criterio de verdad, en el grupo de pacientes con tumores cerebrales.



## MATERIAL Y MÉTODOS

### Muestra

Se estudiaron 20 pacientes con tumores cerebrales supratentoriales, de los dos sexos (13 mujeres y 7 hombres), con edades comprendidas entre 16 y 82 años (edad promedio = 55 años), procedentes de la División de Neurología, Neurocirugía y Psiquiatría del Hospital Juárez de México, SSA. El diagnóstico definitivo fue de tipo histológico. En el **Cuadro 1** aparecen las características generales de la muestra.

### Métodos

#### A) Imagenológico

En todos los casos la presencia de la lesión se comprobó a través de la RM simple y contrastada. Se realizaron secuencias T1 y T2 ponderadas y el número de cortes fue de 20 (cada 5 mm), continuos, como mínimo en el plano axial. Se utilizaron dos tipos de contrastes paramagnéticos (ambos quelatos de Gadolínico): el Magnistrast (Laboratorio Justesa Imagen Mexicana) y el Omniscan (Laboratorio Nycomed).

#### B) Electroencefalográfico

El registro del EEG se realizó con electrodos de superficie colocados según el Sistema Internacional 10-20 y se obtuvo el registro monopolar (19 derivaciones) mediante el Electroencefalógrafo Digital MEDICID IV de la compañía NEURONIC. Se utilizó como referencia los electrodos de los lóbulos de las orejas cortocircuitados y se usó para el registro un ancho de banda de 0.5-30 Hz y una frecuencia de muestreo de 200 Hz. La ganancia de los amplificadores fue de 20,000.

## CUADRO 1

### Características generales de la muestra

Edad (A)	Sexo	Diagnóstico histológico y topográfico
59	M	Glioblastoma temporo-parietal izquierdo
57	F	Glioblastoma multiforme bifrontal (predominio derecho)
59	M	Glioblastoma multiforme fosa temporal derecha
49	F	Metástasis talámica derecha
42	F	Ganglioglioma anaplásico frontal derecho
63	M	Glioblastoma temporal derecho
16	F	Tumor neuroectodérmico primitivo parieto-occipital derecho
45	M	Astrocitoma anaplásico frontoparietal izquierdo
32	M	Ganglioglioma anaplásico temporal izquierdo
40	F	Tuberculoma temporal derecho
35	F	Glioblastoma frontotemporal izquierdo
49	M	Astrocitoma anaplásico temporoparietal izquierdo
63	F	Glioblastoma temporoparietal derecho
65	F	Glioblastoma multiforme parieto-occipital izquierdo
66	F	Meningioma intraparenquimatoso temporal izquierdo
70	F	Glioblastoma frontotemporal izquierdo
52	F	Tumor neuroectodérmico primitivo frontal derecho
76	M	Glioblastoma temporal izquierdo
82	F	Astrocitoma occipito-temporo-parietal derecho
79	F	Metástasis frontocentral derecha

A: Años

M: Masculino

F: Femenino

En cada paciente se realizó un EEG de reposo, con los ojos cerrados, de 15-20 minutos de duración como mínimo, con la inclusión de períodos breves (12 - 15 segundos) de apertura ocular para explorar la reactividad de la actividad de base. A este tiempo se agregaron tres minutos de la maniobra de hiperventilación y tres minutos de recuperación de la misma en aquellos pacientes en los cuales su estado clínico permitió llevarlo a cabo. Para la obtención de las PAs (bandas ancha y estrecha) se seleccionó un minuto de EEG dado por 24 segmentos de 2.56 segundos de duración, libres de artefactos y de actividad paroxística, correspondientes al estado de ojos cerrados. Esta selección fue realizada por dos electroencefalografistas expertas en esta labor. Las PAs de la banda ancha se obtuvieron, tanto para el montaje de voltaje como para el Laplaciano, en los rangos de frecuencia siguientes: 1.5 – 3.9 Hz (delta), 4.0 – 7.9 Hz (theta), 8.0 – 12.9 Hz (alfa), 13.0 – 19.0 Hz (beta) y 1.5 – 19 Hz (total).

#### Análisis de los datos

Las RM de todos los pacientes fueron evaluadas, en forma independiente, por dos imagenólogos expertos quienes, además de ratificar la naturaleza tumoral de la lesión, realizaron el análisis acerca de cuáles eran las derivaciones del Sistema Internacional 10-20 que tenían la posibilidad de estar afectadas básicamente por la lesión. Para esto se tuvo en cuenta fundamentalmente el volumen del tumor. Como elemento de apoyo se utilizó la RM de un sujeto normal en cuyo cuero cabelludo se habían colocado cápsulas de material oleoso en el sitio correspondiente a las 19 derivaciones del Sistema 10-20 usadas habitualmente (excluida Oz).

Los diferentes valores de la PA y de la PR fueron transformados en valores Z para conocer en qué parámetros y en qué derivaciones los pacientes se desviaban de la media de los sujetos normales de su misma edad. Se obtuvieron los valores Z de la PA (sin y con la sustracción del FEG) y de la PR en todas las bandas, pero sólo se consideraron para el análisis las bandas delta, theta y alfa por ser las de mayor interés y las referidas en el caso de la patología bajo estudio (Gotman y cols., 1975; Harner, 1977; John y cols., 1977;

Matsuoka y cols., 1978; Harmony, 1984, Duffy, 1985, Prier y cols., 1986, Harmony y cols., 1993, Fernández-Bouzas, 1999; Fernández-Bouzas y cols., 1995).

Se utilizó como hipótesis básica de comparación que al menos la zona lesionada según la imagen por RM tenía un valor anormal en las derivaciones electroencefalográficas asociadas, es decir, la existencia de una correspondencia anatómica y funcional con relación a la lesión.

Para conocer cuál de los parámetros utilizados (valores Z de las PAs de las bandas ancha y estrecha, sin y con la sustracción del FEG o la PR), teniendo en cuenta el montaje, tenía más precisión diagnóstica de acuerdo a la topografía de las lesiones tumorales por la RM, se procedió de la siguiente manera:

1. Se analizó en cada una de las 19 derivaciones registradas la proporción de “verdaderos positivos” (VP) existente en toda la muestra; definida como: el número de pacientes que tenía lesionada la derivación *i*-ésima según la RM y cuyo valor del parámetro considerado tenía un valor absoluto mayor que 1.96, dividido por el número de pacientes que tenía lesionada la derivación según la RM. Por ejemplo, en la derivación Fp1 se consideró cuántos pacientes, de los 20 de la muestra, tenían “afectada” esa derivación según la RM ( $N = 3$ ) y luego se vio si en esos pacientes el parámetro electroencefalográfico en la derivación Fp1 era anormal ( $Z < -1.96$  o  $Z > 1.96$ ). Si en la medida considerada sólo en un paciente la derivación Fp1 era electroencefalográficamente anormal, entonces la proporción de verdaderos positivos = 0.33.
2. Posteriormente se realizó una prueba de hipótesis para comparar los valores medios de los VP entre dos parámetros considerados, dichos valores se obtuvieron promediando los VP a través de las 19 derivaciones. El estadígrafo utilizado fue la t-Student para muestras apareadas. El nivel de significación considerado fue 0.05. Los parámetros que se compararon entre sí, en los montajes Laplaciano y voltaje, fueron:

- PA sin sustracción del FEG vs. PA con la sustracción.
- PA sin sustracción del FEG vs. PR
- PA con sustracción del FEG vs. PR

## RESULTADOS

En el **Cuadro 2** se muestran las posibles derivaciones “afectadas” por la lesión de acuerdo a la evaluación de dos neurorradiólogos expertos, es decir, las derivaciones en que ambos consideraron que estaban asociadas al sitio de la lesión. La concordancia obtenida entre dichos expertos fue alta, aunque no exacta, razón por la cual se escogieron como criterio de verdad aquellas derivaciones en que ambos coincidieron. En dicho cuadro puede notarse que algunas derivaciones (P3, P4, T4, T5, Fz, Cz) estuvieron “afectadas” en el 40-55 % de los sujetos de la muestra. En el análisis individual de los pacientes no hubo un porcentaje tan alto de derivaciones desviadas de la norma.

Tal como se señaló en la sección de Material y Métodos, en cada una de las 19 derivaciones se calculó la proporción de VP existente, es decir, la proporción o el porcentaje resultante de comparar en cuántos de los pacientes que tenían “afectada” esa derivación según la RM ésta tenía un valor anormal en el EEG ( $Z < -1.96$  o  $Z > 1.96$ ) y dividir ese número por el total de pacientes con esa derivación “afectada” según la RM. En el **Cuadro 3** se muestran los porcentajes de VP obtenidos en todas las derivaciones del montaje Laplaciano en las diferentes medidas. En el mismo puede notarse que, en las bandas delta y theta, el porcentaje de VP fue mayor en la PA con la sustracción del FEG en la mayoría de las derivaciones, alcanzando el 100 % en F4 para las PAs delta y theta con la sustracción del FEG. Esto significa que en los 7 pacientes que tuvieron afectada esta derivación, desde el punto de vista radiológico, la misma fue significativa en la PA delta y en la PA theta con la sustracción del FEG.

Los porcentajes de VP fueron notablemente menores en la banda alfa, al punto de ser igual a cero en la PA sin la sustracción del FEG. Sólo en 6 derivaciones de la PA alfa con la sustracción del FEG hubo coincidencia en algunos pacientes entre las derivaciones “radiológicas” y electroencefalográficas. Así, por ejemplo, el 25 % de VP observable en O1 significa que, de los 4 pacientes que tuvieron afectada esta derivación “anatómicamente”, sólo en uno de ellos (HJT14) resultó ser anormal “eléctricamente”.

## CUADRO 2

### Posibles derivaciones afectadas por la lesión según dos neurorradiólogos expertos

#### PACIENTES

Derivs.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Fp1		*			*						*									
Fp2		*			*												*			
F3		*							*		*			*		*				
F4		*	*	*	*	*											*			*
C3	*							*	*		*				*	*		*		
C4			*	*		*							*				*		*	*
P3	*							*	*		*	*		*	*	*		*		
P4						*	*			*			*						*	*
O1	*											*		*				*		
O2						*	*												*	
F7									*		*				*	*		*		
F8		*	*		*					*							*			
T3	*							*	*		*	*			*	*		*		
T4		*	*	*	*	*	*			*			*						*	*
T5	*							*	*		*	*		*	*			*		
T6			*			*	*			*			*						*	
Fz	*	*	*		*			*			*					*	*	*		
Cz	*	*	*	*	*			*	*		*	*	*					*		
Pz							*	*	*					*					*	

Derivs: Derivaciones

### CUADRO 3

Porcentajes de "Verdaderos Positivos" obtenidos en todas las derivaciones del montaje Laplaciano en las diferentes medidas (PAs de la banda ancha sin y con la sustracción del FEG)

	PADS	PADC	PATS	PATC	PAAS	PAAC
<b>Fp1</b>	33	66	33	66	0	33
<b>Fp2</b>	63	66	33	66	0	0
<b>F3</b>	80	80	60	60	0	0
<b>F4</b>	71	100	57	100	0	14
<b>C3</b>	43	57	14	43	0	0
<b>C4</b>	57	71	28	43	0	0
<b>P3</b>	55	44	11	22	0	0
<b>P4</b>	33	33	33	33	0	0
<b>O1</b>	50	50	0	25	0	25
<b>O2</b>	0	33	0	0	0	0
<b>F7</b>	40	60	0	20	0	20
<b>F8</b>	60	60	20	80	0	0
<b>T3</b>	50	71	12	37	0	0
<b>T4</b>	50	90	30	80	0	0
<b>T5</b>	62	50	0	12	0	37
<b>T6</b>	33	50	16	16	0	0
<b>Fz</b>	11	22	22	44	0	0
<b>Cz</b>	9	18	9	18	0	0
<b>Pz</b>	40	60	0	20	0	20

- PA:** Potencia absoluta
- FEG:** Factor de Escala Global
- D:** Banda delta
- T:** Banda theta
- A:** Banda alfa
- S:** Sin la sustracción del FEG
- C:** Con la sustracción del FEG



En las PRs los porcentajes de VP fueron mayores en las bandas delta y alfa, notándose que tendieron a ser menores que los de la PA delta con la sustracción del FEG pero, en el caso de la PR alfa, muy superiores a los de la PA alfa sin y con la sustracción del FEG. Volviendo al ejemplo de la derivación O1, se puede apreciar que el porcentaje de VP pasó de un 25 % en la PA alfa con la sustracción del FEG a un 50 % en la PR alfa lo cual se debió a que al paciente HJT14 (en el que O1 fue significativa tanto en la PA alfa con la sustracción del FEG como en la PR alfa) se le sumó el HJT18 en la PR alfa. Vale la pena señalar que en el caso HJT14 las proporciones de las bandas delta, theta y alfa, en la PR, fueron 0.75, 0.20 y 0.04, respectivamente, con el consiguiente aumento significativo de la PR delta y la disminución, también significativa de la PR alfa. En el paciente HJT18 las proporciones fueron 0.93, 0.05 y 0.01 para las mismas bandas y en igual orden por lo que la significación tuvo igual comportamiento con la excepción de que también se agregó una disminución significativa en la banda theta. Las significaciones observadas en este paciente en la PR de las bandas theta y alfa, en la derivación O1, no se correspondieron con iguales cambios en la PA sin y con la sustracción del FEG.

En el Cuadro 4 aparecen también los porcentajes de VP obtenidos en todas las derivaciones pero esta vez corresponden a los del montaje de voltaje en las diferentes medidas. Las distribuciones de los porcentajes, con relación a las medidas en las diferentes bandas, se comportaron de forma similar al Laplaciano, con la diferencia de que los porcentajes de VP tendieron a ser mayores en el voltaje, incluso en la PA alfa sin la sustracción del FEG, cuyo porcentaje de VP fue igual a cero en el Laplaciano.

#### CUADRO 4

**Porcentajes de "Verdaderos Positivos" obtenidos en todas las derivaciones del montaje de voltaje en las diferentes medidas (PAs de la banda ancha sin y con la sustracción del FEG)**

	<b>PADS</b>	<b>PADC</b>	<b>PATS</b>	<b>PATC</b>	<b>PAAS</b>	<b>PAAC</b>
<b>Fp1</b>	66	100	33	66	0	0
<b>Fp2</b>	66	66	33	66	0	0
<b>F3</b>	80	80	40	60	0	0
<b>F4</b>	71	88	57	100	14	0
<b>C3</b>	43	100	0	43	0	28
<b>C4</b>	100	100	43	86	14	14
<b>P3</b>	44	70	11	44	11	33
<b>P4</b>	83	100	16	66	16	33
<b>O1</b>	50	100	25	75	0	25
<b>O2</b>	0	100	0	0	33	33
<b>F7</b>	100	100	20	60	0	0
<b>F8</b>	100	100	20	100	0	0
<b>T3</b>	62	87	12	62	0	25
<b>T4</b>	80	100	30	70	0	10
<b>T5</b>	62	75	37	50	25	37
<b>T6</b>	50	83	16	16	0	0
<b>Fz</b>	55	77	22	33	11	11
<b>Cz</b>	54	63	0	27	9	9
<b>Pz</b>	60	60	20	60	0	20

**PA:** Potencia absoluta  
**FEG:** Factor de Escala Global  
**D:** Banda delta  
**T:** Banda theta  
**A:** Banda alfa  
**S:** Sin la sustracción del FEG  
**C:** Con la sustracción del FEG

Los hallazgos precedentes fueron evaluados estadísticamente cuando se compararon las proporciones de VP obtenidas en todas las derivaciones en las PAs sin la sustracción del FEG con sus homólogas en las PAs con la sustracción de dicho factor, mediante la prueba de t para muestras apareadas, en cada una de las bandas y montajes estudiados. Los resultados se muestran en el Cuadro 5 y en él se puede apreciar que los porcentajes de VP en la PA fueron mayores con la sustracción del FEG que sin hacerlo, tanto en el montaje Laplaciano como en el de voltaje, siendo los valores medios de los porcentajes mayores en el voltaje que en el Laplaciano. En ambos montajes la PA delta con la sustracción del FEG fue la que mostró un porcentaje mayor de VP, seguida por la PA de la banda theta con la sustracción del FEG. En general, se pudo observar que existió un mayor número de derivaciones significativas con valores Z anormales que derivaciones en las que ambos radiólogos coincidieron en que pudieran estar afectadas.

La comparación entre la PA con y sin la sustracción del FEG y la PR de los porcentajes de verdaderos positivos obtenidos en las diferentes derivaciones se muestra en el Cuadro 6. Se puede observar que los resultados no fueron tan homogéneos como en la comparación de la PA sin y con la sustracción del FEG. En el montaje Laplaciano, en las bandas delta y theta, la PA con y sin la sustracción fueron superiores a los valores de la PR. En el montaje de voltaje, sin embargo, solo la sustracción del FEG de la PA fue superior a la PR. En el caso de la banda alfa, la PR fue la que dio valores más altos de verdaderos positivos en ambos montajes.

Como era de esperar en este tipo de patología, los cambios significativos en las bandas lentas estuvieron dados por excesos y en la banda alfa por disminuciones. En esta muestra se observó, además, un mayor número de derivaciones con valores Z anormales que derivaciones en las que ambos radiólogos coincidieron en que podían estar afectadas por la lesión.

## CUADRO 5

Resultados de la comparación, mediante la prueba de t para muestras apareadas, de las proporciones de "Verdaderos Positivos" observadas en las 19 derivaciones en las potencias absolutas (banda ancha), sin y con la sustracción del FEG, en los montajes Laplaciano y de voltaje.

### LAPLACIANO

	X(S)	X (C)	t	P ( 2 colas )
PADS vs PADC	0.44	0.57	-3.72	0.0015
PATS vs PATC	0.20	0.41	-5.41	0.00003
PAAS vs PAAC	0.00	0.08	-2.69	0.015

### VOLTAJE

	X (S)	X (C)	t	P ( 2 colas )
PADS vs PADC	0.65	0.87	-3.83	0.0012
PATS vs PATC	0.23	0.57	-7.68	0.0000007
PAAS vs PAAC	0.07	0.15	-2.80	0.011

**X:** Promedio de las proporciones de Verdaderos Positivos

**PA:** Potencia absoluta

**FEG:** Factor de Escala Global

**D:** Banda delta

**T:** Banda theta

**A:** Banda alfa

**S:** Sin la sustracción del FEG

**C:** Con la sustracción del FEG

## CUADRO 6

Resultados de la comparación, mediante la prueba de t para muestras pareadas, de las proporciones de "verdaderos positivos" obtenidas en las 19 derivaciones en las potencias relativas y en las potencias absolutas, sin y con la sustracción del FEG (montajes laplaciano y de voltaje).

### LAPLACIANO

	Xpr	Xpa	t	P (2 colas)
PRD vs PADS	0.44	0.44	-0.07	0.95
PRD vs PADC	0.44	0.57	-1.97	0.06
PRT vs PATS	0.13	0.20	-0.98	0.34
PRT vs PATC	0.13	0.41	-3.71	0.0015
PRA vs PAAS	0.50	0.00	10.64	0.000000003
PRA vs PAAC	0.50	0.08	10.36	0.000000005

### VOLTAJE

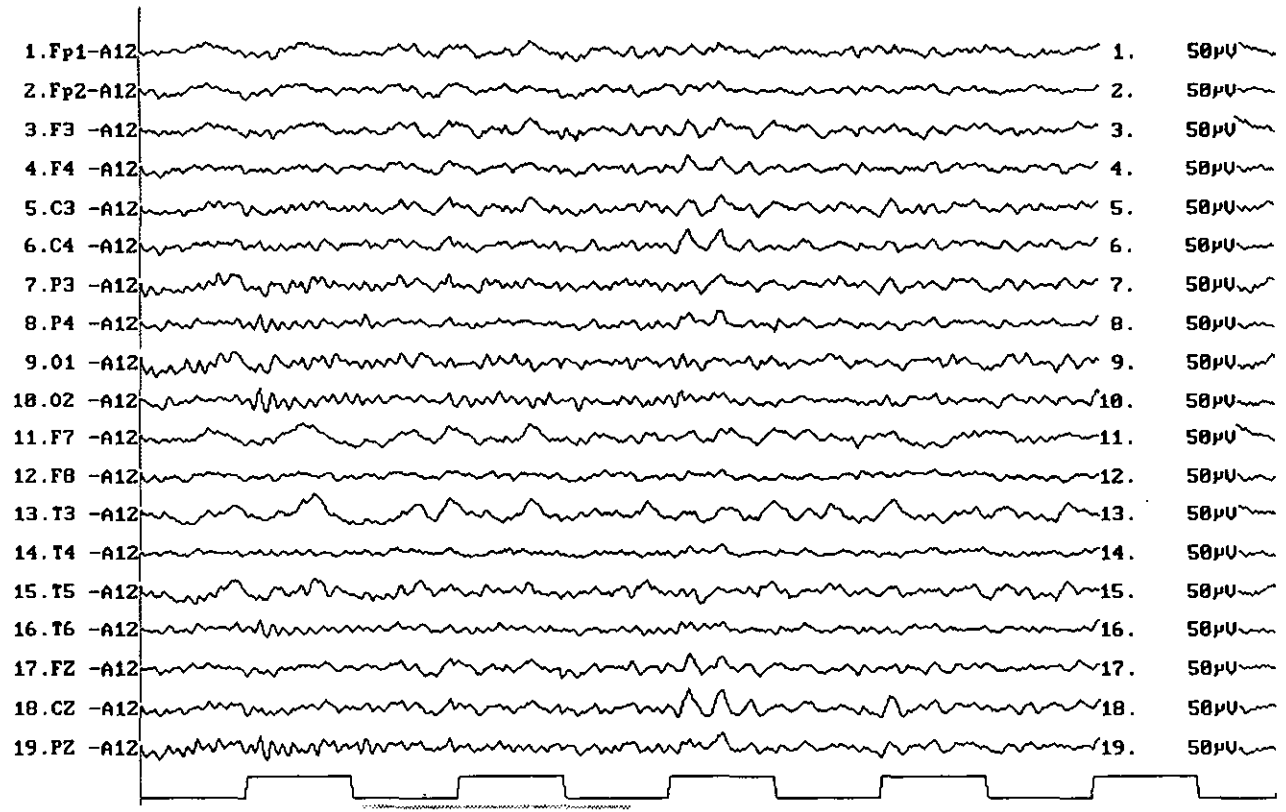
	Xpr	Xpa	t	P (2 colas)
PRD vs PADS	0.83	0.65	3.19	0.0051
PRD vs PADC	0.83	0.87	-1.58	0.13
PRT vs PATS	0.10	0.23	-3.29	0.004
PRT vs PATC	0.10	0.57	-7.84	0.0000003
PRA vs PAAS	0.80	0.07	16.69	2E-12
PRA vs PAAC	0.80	0.15	11.6	8E-10

- Xpr: Promedio de las proporciones de verdaderos positivos (potencia relativa)
- Xpa: Promedio de las proporciones de verdaderos positivos (potencia absoluta)
- PR: Potencia relativa
- PA: Potencia absoluta
- FEG: Factor de Escala Global
- D: Banda delta
- T: Banda theta
- A: Banda alfa
- S: Sin la sustracción del FEG
- C: Con la sustracción del FEG

En las Figuras 3 y 4 se ilustran los principales resultados obtenidos en esta investigación. En la Figura 3 (A y B) se muestra un ejemplo de cómo la sustracción del FEG en la PA de la banda delta produjo una mejor concordancia con las derivaciones radiológicas que la PA delta sin la sustracción del FEG.

En la parte A de la Figura 3 aparece un segmento del EEG de un paciente (HJT09) portador de un ganglioglioma anaplásico temporal izquierdo donde se puede apreciar la presencia de actividad muy lenta (1.1- 2.4 Hz) en las regiones frontal inferior y temporal anterior izquierdas y algo menos lenta en las regiones temporal posterior izquierda y fronto-centrales (3.3-3.5 Hz). En el área central y superior de la parte B de esta figura aparece un corte axial (T1 ponderado), con contraste paramagnético, de la imagen por RM obtenida en este paciente, cuyos aspectos esenciales pueden resumirse así: se observó un área hiperintensa, que abarcaba ampliamente la región temporal izquierda, mostrando un componente quístico e incremento difuso de las intensidades en áreas adyacentes en T2 ponderado. Existió un efecto de masa que modificó la línea media, con compresión de áreas vecinas en las regiones frontal y parieto-occipital. A los lados de esta imagen aparecen los mapas Z en los montajes Laplaciano (lado izquierdo) y voltaje (lado derecho) de las PAs delta sin (mapas superiores) y con (mapas intermedios) la sustracción del FEG así como de la PR delta (mapas inferiores). Tomando como referencia el cuadro que aparece en la porción central e inferior de la figura puede notarse que, en ambos montajes, el mapa con sustracción del FEG mostró mayor concordancia con las derivaciones supuestamente afectadas por la lesión que el mapa sin sustracción. El mapa "con" del Laplaciano fue el que evidenció mayor concordancia con la topografía de la lesión (7 derivaciones del EEG de 8 derivaciones "radiológicas") y aventajo al mapa homologo, en el montaje de voltaje, en que la derivación "radiológica" Pz, solo fue anormal en el Laplaciano. En los mapas Z de esta figura, y en los de las siguientes, la escala que aparece a la derecha expresa las desviaciones estándar en que las diferentes derivaciones se desvían del promedio de la medida en el grupo normal de referencia.

**FIGURA 3.** Paciente HJT09, masculino, de 32 años, portador de un ganglioglioma anaplásico temporal izquierdo. A) Se muestra un segmento del EEG (montaje referencial) obtenido en vigilia, reposo y con los ojos cerrados. B) En la parte central y superior de la figura aparece un corte axial (T1), con contraste paramagnético, de la imagen por RM obtenida en este paciente. En la parte central e inferior se observa un cuadro cuyas columnas representan las derivaciones afectadas, según el criterio radiológico, y en sus filas aparecen, señaladas con un asterisco (\*) las derivaciones que fueron anormales en la PA delta (PAD) sin (s) y con (c) la sustracción del FEG, así como en la PR delta (PRd), en los montajes Laplaciano (LAP.) y voltaje (VOL.). A ambos lados se encuentran los mapas Z en los montajes señalados (Laplaciano a la izquierda y voltaje a la derecha) de la PA delta sin (mapas superiores) y con (mapas intermedios) la sustracción del FEG y de la PR delta (mapas inferiores). La escala de la derecha expresa las desviaciones estándar en que las diferentes derivaciones se desvían del promedio de la medida en el grupo normal de referencia. Ver el texto para mayor explicación.

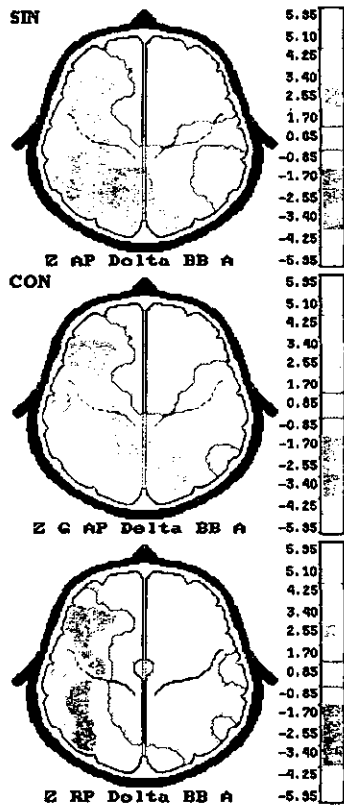


State  
 A:eyes closed

FIGURA 3. A

Current Time  
 00:01:15.60





DERIVACIONES RADIOLOGICAS								
	F3	C3	P3	F7	T3	T5	Cz	Pz
LAP.								
PADs	*	*	*		*	*		
PADc	*	*	*	*	*	*		*
PRd				*	*	*		
VOL.								
PADs	*			*	*	*		
PADc	*	*	*	*	*	*		*
PRd	*	*		*	*	*		

← LAPLACIANO                      VOLTAJE →

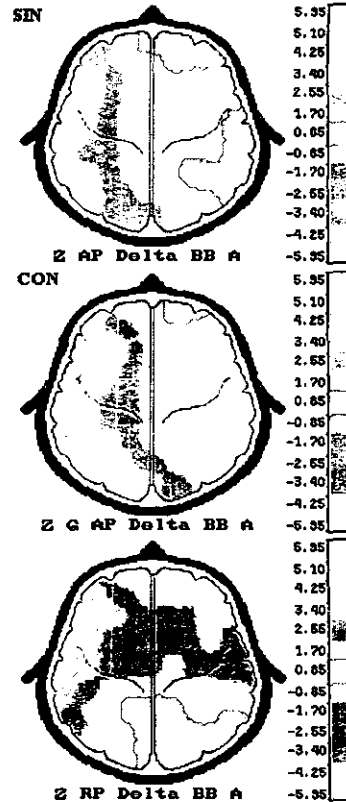


FIGURA 3. B

En la **parte A** de la **Figura 4** aparece un segmento del EEG de una paciente (HJT16) portadora de un glioblastoma fronto-temporal izquierdo donde se puede apreciar la presencia de actividad lenta (3- 4 Hz) en las regiones frontal superior, central, parietal, frontal inferior y temporal anterior izquierdas. En el área central y superior de la **parte B** de esta figura aparece un corte axial (T1), con contraste paramagnético, de la imagen por RM obtenida en este paciente cuyos aspectos esenciales pueden resumirse así: se observó un área nodular rodeada de marcada hiperintensidad en su periferia que ocupaba extensamente la región frontal izquierda y la parte anterior de la región temporal del mismo lado. Hubo efectos de compresión, con hernia cingulada, que afectaban a la región parasagital frontal derecha. A los lados de esta imagen aparecen los mapas Z, en los montajes Laplaciano (lado izquierdo) y voltaje (lado derecho), de la PA y la PR delta con igual distribución que en la **Figura 3**. Tomando como referencia el cuadro que aparece en la porción central e inferior de la figura puede notarse que el montaje de voltaje mostró, en general, mayor concordancia con las derivaciones supuestamente afectadas por la lesión que el Laplaciano. En los tres mapas del montaje Laplaciano, sólo una derivación del EEG (F7) coincidió con las señaladas por la RM mientras que en el montaje de voltaje nuevamente el mapa con la sustracción del FEG tuvo la mejor concordancia con las derivaciones “radiológicas” (4 derivaciones del EEG de 6 derivaciones “radiológicas) seguido por la PR delta (3 derivaciones del EEG de 6 derivaciones “radiológicas”).

**FIGURA 4.** Paciente HJT16, femenino, de 70 años, portadora de un glioblastoma fronto-temporal izquierdo. A) Se muestra un segmento del EEG (montaje referencial) obtenido en vigilia, reposo y con los ojos cerrados. B) En la parte central y superior de la figura aparece un corte axial (T1), con contraste paramagnético, de la imagen por RM obtenida en este paciente. En la parte central e inferior se observa un cuadro cuyas columnas representan las derivaciones afectadas, según el criterio radiológico, y en sus filas aparecen, señaladas con un asterisco (\*) las derivaciones que fueron anormales en la PA delta (PAD) sin (s) y con (c) la sustracción del FEG, así como en PR delta (PRd), en los montajes Laplaciano (LAP.) y voltaje (VOL.). A los lados de esta imagen se encuentran los mapas Z correspondientes al montaje Laplaciano (lado izquierdo) y voltaje (lado derecho) de la PA y la PR delta con igual distribución que en la **Figura 3**. Ver el texto para mayor explicación.

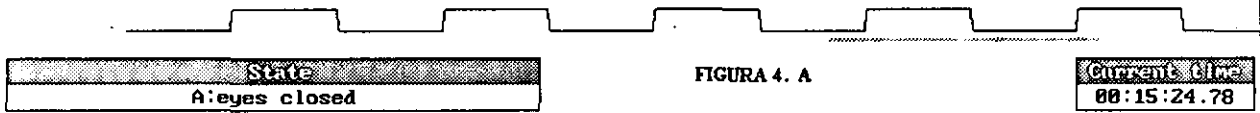
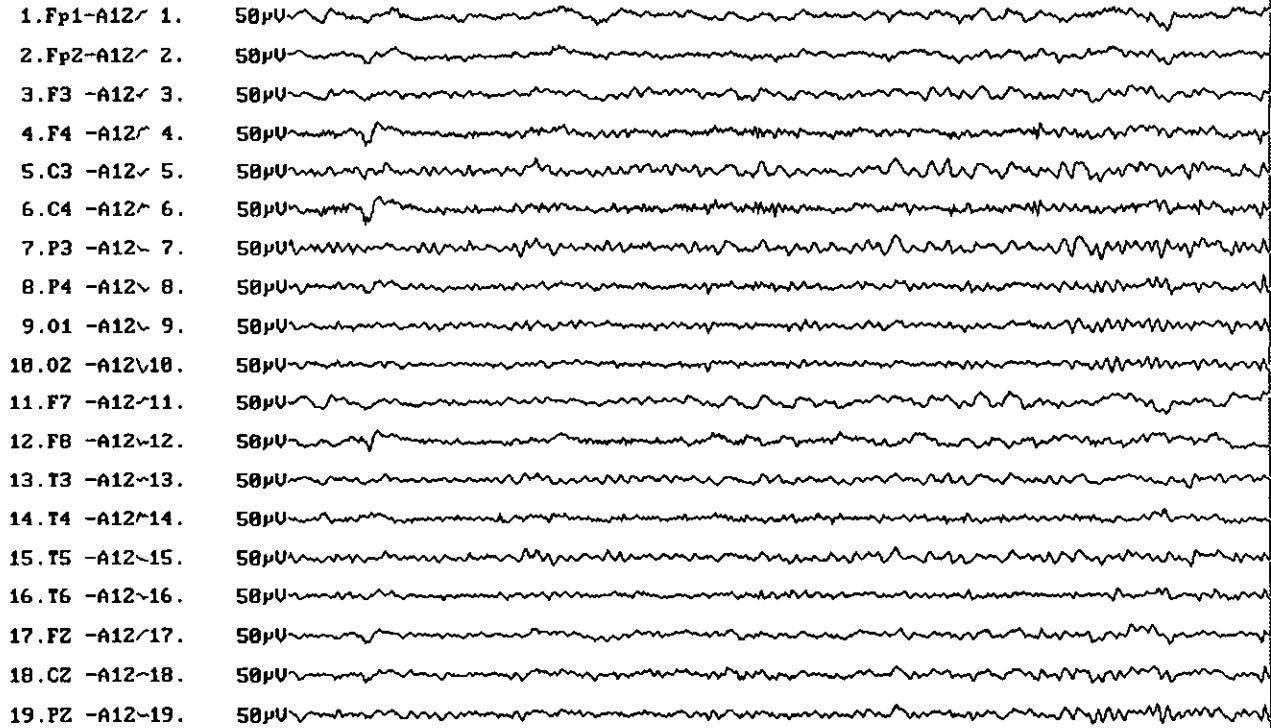
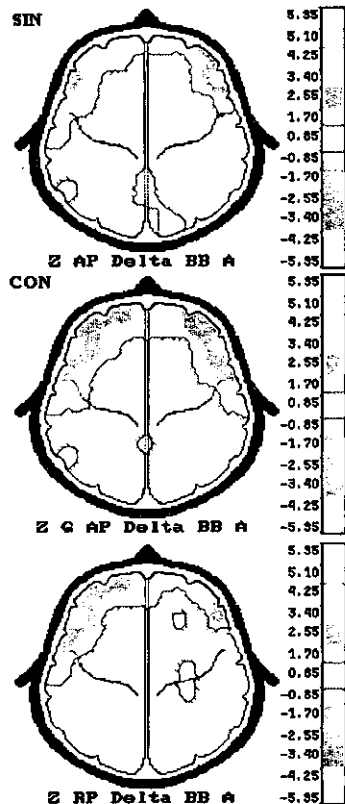


FIGURA 4. A



DERIVACIONES RADIOLOGICAS						
	F3	C3	P3	F7	T3	Fz
LAP.						
PADs				*		
PADc				*		
PRd				*		
VOL.						
PADs				*		
PADc	*	*		*	*	
PRd	*			*	*	

← LAPLACIANO                      VOLTAJE                      →

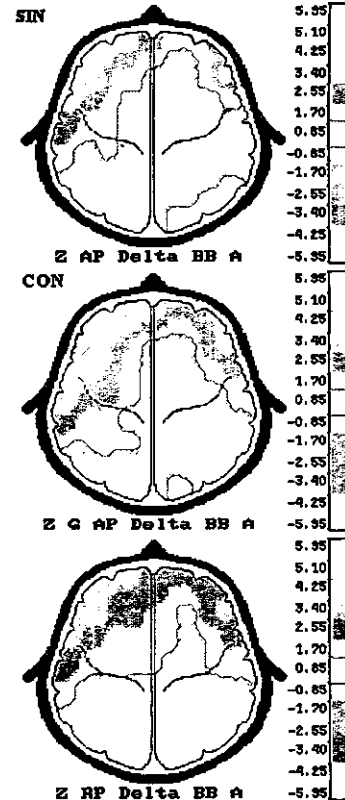


FIGURA 4. B

## DISCUSIÓN

Teniendo en cuenta que el criterio de verdad para comparar el “poder localizador” de la PA (sin y con la sustracción del FEG) y de la PR fueron las derivaciones supuestamente afectadas por la lesión a partir de la imagen por RM, resulta conveniente hacer primero algunas consideraciones sobre el procedimiento seguido en la selección de dichas derivaciones. Con relación a que no hubo una concordancia exacta entre los dos neurorradiólogos respecto a la ubicación de las derivaciones puede señalarse que la interpretación de cualquier método de imágenes lleva implícito cierto grado de subjetividad en cuanto a que:

1. Las lesiones pequeñas pueden ser ubicadas más fácilmente, desde el punto de vista topográfico, que las grandes lesiones ya que éstas tienden a perder su “domicilio” cualquiera que sea su localización inicial. En la muestra de esta investigación predominaron las lesiones grandes.
2. La constitución tumoral interna puede ser homogénea o heterogénea dependiendo de la presencia de necrosis, hemorragias, etc. y su importancia puede ser mayor para un neurorradiólogo que para otro.
3. La ubicación de los electrodos epicraneales, a partir de la imagen por RM, resulta relativamente más fácil para aquellos electrodos relacionados directamente con el foco central del tumor que para los están asociados con su periferia, ya que la designación de estos últimos se ve afectada por la presencia del edema perilesional, que no siempre es posible delimitar adecuadamente y por el mayor o menor grado de desplazamiento de las estructuras de la línea media producido por la lesión.

No obstante, en general hubo una concordancia alta entre los dos neurorradiólogos expertos. Este hecho y que se escogieran aquellas “derivaciones radiológicas” en que ambos coincidieron para llevar a cabo la comparación con los valores de la PA y de la PR, hace que

el error asociado al procedimiento sea mínimo y habla a favor de la validez del método seguido en esta investigación.

Por otra parte, el haber obtenido las proporciones de VP en cada una de las derivaciones se ve apoyado por el hecho de que en cada paciente la zona lesionada se encontraba en lugares diferentes; por lo tanto, una forma de resumir y obtener a partir de una muestra el comportamiento de la precisión diagnóstica de una medida era hacerlo por derivación ya que al evaluar cada una de ellas en todos los pacientes se llevaba a cabo un mayor número de observaciones y se favorecía, por ende, la estimación estadística de la medida en cuestión.

El objetivo fundamental de este trabajo era evaluar el grado de coincidencia de la precisión diagnóstica de los parámetros de las PAs, obtenidos sin y con la sustracción del FEG, utilizando como criterio de verdad la lesión evidenciada por la RM. El análisis estadístico realizado puso de manifiesto la utilidad de sustraer el FEG ya que en todas las bandas, en los dos montajes, la concordancia con las “derivaciones radiológicas” fue mayor con este proceder. El caso HJT09 (Figura 3), portador de un ganglioglioma anaplásico temporal izquierdo, es un ejemplo de cómo el mapa Z con la sustracción del FEG, del montaje Laplaciano, fue el de mayor coincidencia con las “derivaciones radiológicas”. Análogamente, la paciente HJT16 (Figura 4), portadora de un glioblastoma fronto-temporal izquierdo, ilustra como el mapa Z con la sustracción del FEG, pero esta vez en el voltaje, fue el de mayor concordancia con las derivaciones “radiológicas”.

En los dos montajes, la PA delta con la sustracción del FEG fue la que mostró un mayor porcentaje de VP seguida por la PA de la banda theta también con la sustracción del FEG. El primer resultado es lógico si se tiene en cuenta que desde los primeros trabajos que trataron de asociar las medidas espectrales de banda ancha con la localización del tumor por la TAC (Prier y cols., 1986) se señaló la importancia de la banda delta así como que el delta focal era el hallazgo más común en los tumores de la sustancia blanca profunda. Posteriormente, Harmony y cols. (1993) y Fernández-Bouzas y cols. (1995) demostraron, en un grupo de pacientes con lesiones expansivas intracraneales, que el volumen de la lesión

se correlacionaba con la PA de la banda delta lo cual también está acorde con el hecho de que en este trabajo se seleccionaron las “derivaciones radiológicas” teniendo en cuenta básicamente el volumen del tumor.

Por otra parte, la proporción de VP en la PA theta con sustracción del FEG también fue importante, lo cual pudiera explicarse por la relación demostrada de la PA de la banda theta con el edema (Harmony y cols., 1993; Fernández-Bouzas y cols., 1995) ya que en muchos casos de la muestra las características de la lesión hicieron muy difícil, desde el punto de vista imagenológico, deslindar el edema del tumor como tal.

Con respecto a que los valores medios de los VP fueron mayores en el voltaje que en el Laplaciano pudiera deberse al hecho de que la mayoría de las lesiones eran grandes, pero sobre todo profundas, y otros autores (Fernández-Bouzas y cols., 1995) han encontrado que en este tipo de lesión los cambios significativos son más evidentes en el voltaje. Además, una característica del Laplaciano es actuar como un filtro espacial que hace más evidente la actividad de la superficie y disminuye la de la profundidad (Harmony cols., 1993).

Otro objetivo de este trabajo era determinar cuál de los dos análisis, el de la PA o el de la PR, tenía mayor coincidencia con las lesiones presentes en la RM de los pacientes de la muestra. Los resultados obtenidos son sugestivos de que, en lo que a las bandas lentas se refiere, la mejor opción parece ser usar la PA con sustracción del FEG, ya que en el caso de la PA delta “con” fue equivalente, e incluso tendió a ser mejor, que la PR de la banda delta mientras que la PA de la banda theta con sustracción del FEG fue significativamente mejor que la PR theta.

Los resultados con la banda alfa abogan por la superioridad de la PR respecto a las PAs, sin y con sustracción del FEG, en los dos montajes. Sin embargo, para la interpretación de los mismos debe tenerse presente que lo que sucede en la PR de una banda depende de lo que ocurre en las otras, es decir, si se observa una disminución significativa en la banda alfa esto puede deberse a un aumento importante en cualquiera de las bandas lentas o en ambas. Por

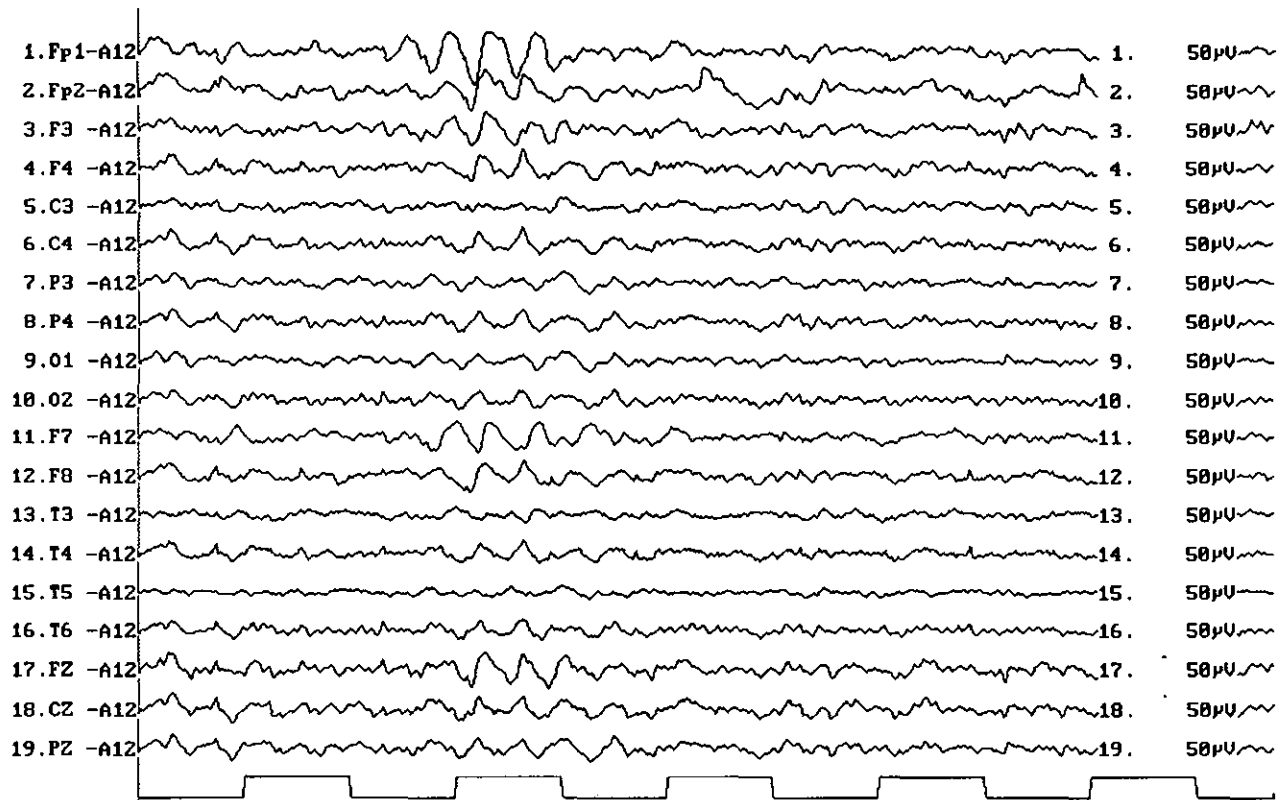


tanto, una disminución importante de la PR alfa, con el consiguiente aumento de la probabilidad de desviarse de la norma, no puede interpretarse obligadamente como que hay una disminución real de la actividad en esa banda.

Por otra parte, el hecho de que la PR delta en el montaje de voltaje tuviera un porcentaje de verdaderos positivos significativamente mayor que la PA delta sin sustracción del FEG (**Cuadro 6**) y fuera equivalente a la PA delta con sustracción del FEG, puede visualizarse en la **Figura 5** donde se aprecia que en el caso HJT01 la medida que tuvo una concordancia exacta con las “derivaciones radiológicas”, de todas las medidas analizadas, fue la PR de la banda delta (7 derivaciones del EEG de 7 “derivaciones radiológicas”). Es por eso que pudiera concluirse que si bien lo más recomendable para el análisis de las bandas lentas parece ser la PA con sustracción, el uso de la PR no debe subestimarse y más bien utilizarse junto con la PA con sustracción del FEG.

De lo referido hasta este momento puede concluirse que debe realizarse la sustracción del **FEG** en las PAs delta, theta y alfa si se quiere lograr una mejor localización de las alteraciones del EEG producidas por los tumores cerebrales, así como que la PR debe usarse en forma complementaria a la PA con la sustracción del **FEG**. Sin embargo, si tenemos en mente que en las PAs delta y theta con sustracción del FEG de algunos pacientes de la muestra, sobre todo en el voltaje, existió en general un mayor número de derivaciones con valores Z anormales que derivaciones en las que ambos radiólogos coincidieron en que pudieran estar afectadas, podría surgir la siguiente pregunta: ¿representa realmente la sustracción del **FEG** una mejor localización de las alteraciones del EEG producidas por los tumores o representa una dispersión y, por ende, una falta de localización?

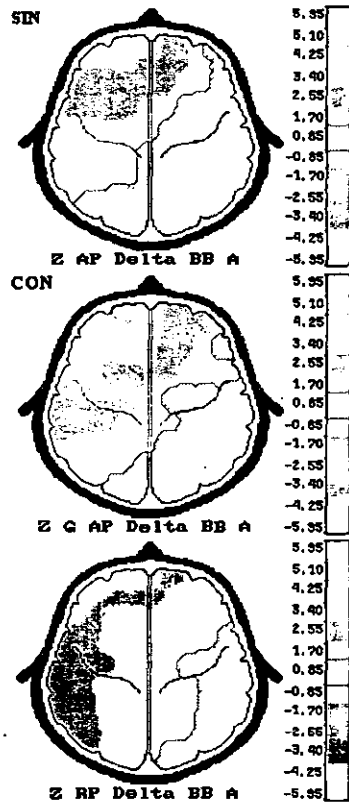
**FIGURA 5.** Paciente HJT01, masculino, de 59 años, portador de un glioblastoma temporo-parietal izquierdo. A) Se muestra un segmento del EEG (montaje referencial) obtenido en vigilia, reposo y con los ojos cerrados, cuyos aspectos más importantes fueron: en un fondo enlentecido, se destacó la existencia de salvas de actividad lenta muy evidente (2.5-3.5 Hz) en las regiones frontales de ambos hemisferios pero también presente en las regiones central, parietal, occipital y temporal derechas así como en las derivaciones de la línea media (sobre todo frontal). Se apreció, además, una depresión de la actividad eléctrica cerebral en la región temporal posterior izquierda. B) En la parte central y superior de la figura aparece un corte axial (T1), con contraste paramagnético, de la imagen por RM obtenida en este paciente cuyos aspectos esenciales pueden resumirse así: se observó un área nodular grande, sólida y homogénea, rodeada de hiperintensidad de señales en la región temporal profunda izquierda que afectó a las zonas proximales de los lóbulos parietal y occipital así como al territorio frontal posterior. Hubo desplazamiento de estructuras de la línea media con probable afectación de las regiones frontal y temporal derechas. Debajo de esta imagen se encuentra un cuadro cuyas columnas y filas tienen la misma organización que en las Figuras 3 y 4. A ambos lados se muestran los mapas Z de la PA y la PR con igual distribución que en las figuras mencionadas y en los mismos puede notarse que de nuevo el montaje de voltaje evidenció mayor concordancia con las derivaciones supuestamente afectadas por la lesión que el Laplaciano. En el montaje de voltaje los “mejores mapas” correspondieron al mapa con sustracción del FEG (6 derivaciones del EEG de 7 derivaciones “radiológicas”) y al de la PR que tuvo una concordancia exacta con las derivaciones señaladas por la RM (7 derivaciones del EEG de 7 derivaciones radiológicas). Sin embargo, lo que más llama la atención en este caso, y que se aprecia tanto en la muestra de EEG como en los mapas Z, es la presencia de actividad delta contralateral a la lesión.



State  
 A: eyes closed

FIGURA 5. A

Current time  
 00:00:43.20



		DERIVACIONES RADIOLOGICAS						
		C3	P3	O1	T3	T5	Fz	Cz
LAP.								
PADs								
PADc	*			*		*		
PRd	*			*	*			
VOL.								
PADs				*		*	*	
PADc	*	*	*	*	*	*	*	*
PRd	*	*	*	*	*	*	*	*

← LAPLACIANO                      VOLTAJE →

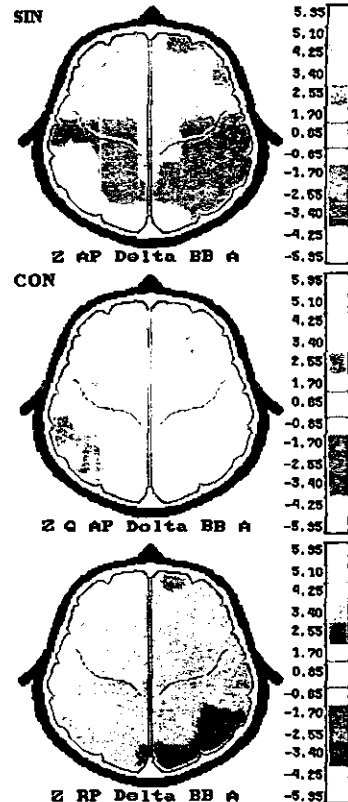


FIGURA 5. B

Es nuestra opinión que la ampliación de la “zona significativa” más allá de la lesión en realidad refleja las alteraciones funcionales asociadas a la presencia del tumor que no pueden ser evidenciadas por la imagen anatómica de la RM y no constituyen, por tanto, una falta de localización sino que, por el contrario, están brindando una información del trastorno funcional presente. Este aporte puede ser trascendente para el estudio de pacientes en los cuales no hay un daño estructural demostrable.

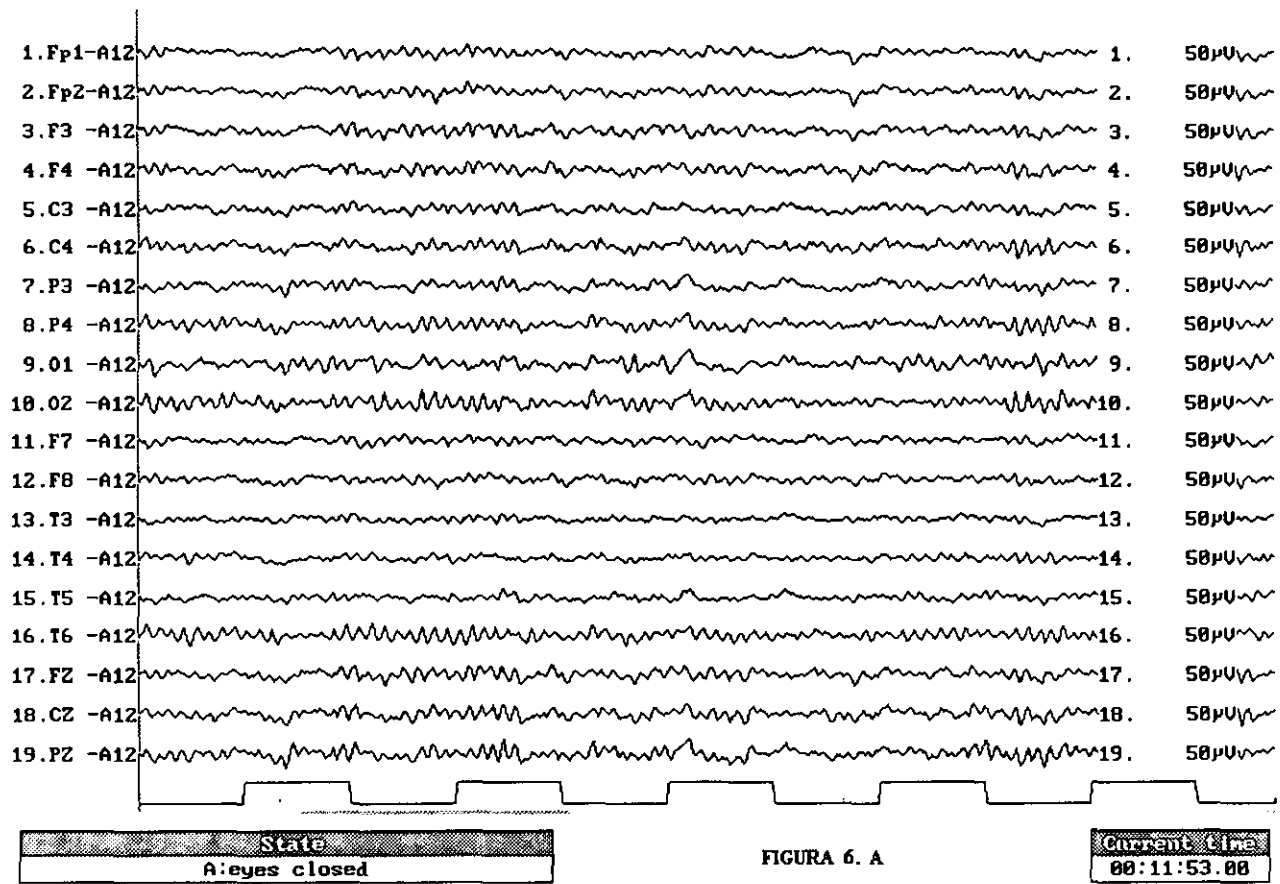
El caso del paciente HJT01 (Fig. 5) ilustra este punto de vista ya que las derivaciones Fp2, F4, F8, por ejemplo, no formaron parte de las “derivaciones radiológicas” y, sin embargo, tanto en el EEG como en la potencia absoluta delta con sustracción del FEG, se aprecia que eléctricamente fueron anormales. En síntesis, en este caso fue evidente la existencia de actividad delta contralateral a la lesión lo mismo en el EEG que en los mapas Z.

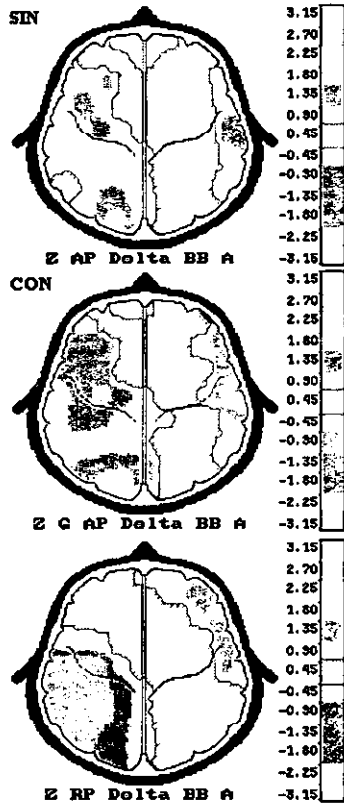
Vale la pena analizar también cuánto puede aportar la sustracción del FEG en aquellos casos en que el EEG es aparentemente normal o sus alteraciones son discretas. Salinsky y cols. (1992), estudiaron un grupo de pacientes con lesiones cerebrales focales y opinaron que cuando se trata de casos con un EEG tradicional normal, o ligeramente anormal, esta técnica y el análisis de frecuencia del EEG deben usarse de forma complementaria ya que las anomalías que no se hacen evidentes por un método pueden ser detectadas por el otro. Sin embargo, el análisis del caso HJT12 agrega información adicional sobre este aspecto.

Las anomalías presentes en el EEG del caso HJT12 fueron: actividad delta-theta en la derivación P3, O1 y O2 y depresión de la actividad eléctrica cerebral en T5 (Figura 6A). En este paciente las PAs delta y alfa, sin la sustracción del FEG, no reflejaron estas anomalías. No obstante, cuando se aplicó la sustracción del FEG a la PA delta se pudo apreciar que la derivación O1 era eléctricamente anormal en el montaje de voltaje. La PR de la banda delta no mostró valores Z anormales en ninguno de los dos montajes (Figura 6B). Por otra parte, la depresión de la actividad eléctrica cerebral en T5 se expresó a través de valores anormales (disminuciones) de la PA alfa, con sustracción del FEG, exclusivamente en el montaje Laplaciano.

**FIGURA 6.** Paciente HJT12, masculino, de 49 años, portador de un astrocitoma anaplásico temporo-parietal izquierdo. A) Se muestra un segmento del EEG (montaje referencial) obtenido en vigilia, reposo y con los ojos cerrados, cuyos aspectos más importantes fueron: actividad delta-theta en la derivación P3, O1 y O2 y asimetría de amplitud entre las regiones temporales posteriores (depresión de la actividad eléctrica en T5 y actividad alfa, de aspecto normal, en T6). B) En la parte central y superior de la figura aparece un corte axial (T1), con contraste paramagnético, de la imagen por RM obtenida en este paciente cuyos aspectos esenciales pueden resumirse así: existió un área expansiva, a predominio temporal profundo con extensión subcortical, en la que se observó un componente quístico predominante, con zonas nodulares y de incremento de intensidad de señales, en el territorio temporal posterior y occipital anterior. Hubo colapso parcial del ventrículo lateral así como dilatación y desplazamiento posterointerno del asta occipital de dicho ventrículo. Debajo de esta imagen se encuentra un cuadro cuyas columnas y filas tienen la misma organización que en las Figuras 3, 4 y 5. A ambos lados se muestran los mapas Z de la PA y la PR delta con igual distribución que en las figuras mencionadas y en los mismos puede notarse que en los seis mapas hubo poca concordancia entre las “derivaciones radiológicas” y las derivaciones electroencefalográficas desviadas significativamente de la norma. Sólo fue significativa la derivación occipital izquierda ( $Z = 2.43$ ) en la PA delta con la sustracción del FEG (montaje de voltaje).

ESTA TESIS NO SALE  
DE LA BIBLIOTECA





DERIVACIONES RADIOLOGICAS					
	P3	O1	T3	T5	Cz
LAP.					
PADs					
PADc					
PRd					
VOL.					
PADs					
PADc		*			
PRd					

← LAPLACIANO      VOLTAJE      →

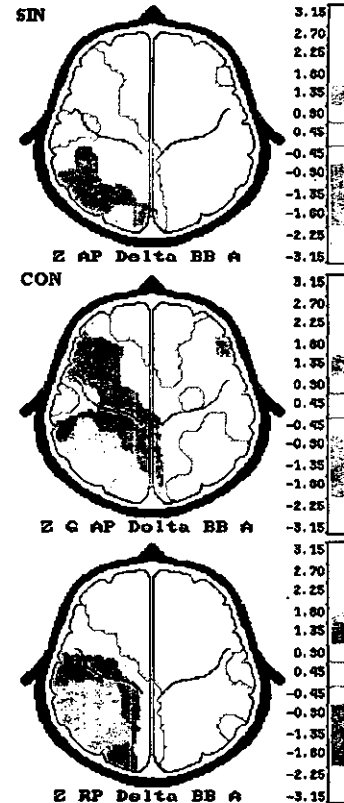


FIGURA 6. B



Finalmente, no se puede pensar que la zona de la lesión sea la que origina la actividad electroencefalográfica anormal, sino que es el área de corteza deaferentada por la lesión la que produce la actividad delta. La actividad theta anormal puede ser originada en las áreas de edema en donde existe una reducción importante del flujo sanguíneo cerebral como han observado Fernández-Bouzas y cols. (resultados no publicados) en enfermos con neurocisticercosis.

Los resultados observados con la sustracción del FEG en las PAs de las bandas ancha podrían representar una contribución importante para el estudio de pacientes en los cuales no hay un daño estructural demostrable ya que Ricardo-Garcell y cols. (2001) han encontrado que las alteraciones presentes en el EEG de un grupo de niños con Trastorno por Déficit de Atención son mucho más evidentes efectuando la sustracción del FEG en las PAs que no realizando dicha sustracción.

## CONCLUSIONES

1. Debe realizarse la sustracción del FEG en las PAs delta, theta y alfa si se quiere lograr una mejor localización de los tumores cerebrales. Esto será mas evidente en las bandas lentas.
2. La PR en la bandas delta, theta y alfa debe usarse en forma complementaria a la PA con la sustracción del FEG. Será más evidente la mejor localización al usar esta medida en la banda alfa.
3. La importancia de la sustracción del FEG de las PAs para lograr proporciones mayores de “Verdaderos Positivos” fue más evidente en el montaje de voltaje pero los resultados de este trabajo sugieren que los dos montajes (Laplaciano y voltaje) deben seguir usándose en el análisis individual de los pacientes.

## RECOMENDACIÓN

Debe intensificarse el uso de la sustracción del FEG en pacientes con lesiones cerebrales e iniciar esta aplicación en pacientes donde no existe un daño estructural demostrado.

## BIBLIOGRAFIA

ADAMS RD, VÍCTOR M, ROPPER AH: Principles of Neurology. 6ta. Edición, Caps. 2, 31. McGraw-Hill, New York. 19-23, 642-694, 1997.

AMINOFF MJ: Electroencephalography: General principles and clinical applications. En "Electrodiagnosis en Clinical Neurology", M.J. Aminoff (Ed.), 3ra. Edición, Cap. 3. Churchill Livingstone, New York. 77-78, 1992.

BOSCH J: Análisis cuantitativo de alta resolución del EEG. Tesis de Doctorado. Centro de Neurociencias de Cuba. Ciudad de la Habana, 2001.

BRAZIER MAB: The emergence of electrophysiology as an aid to neurology. En "Electrodiagnosis en Clinical Neurology", M.J. Aminoff (Ed.), 3ra. Edición, Cap.1. Churchill Livingstone, New York. 1-17, 1992.

DUFFY FH: The BEAM method for neurophysiological diagnosis. Ann NY Acad Sci, 457: 19-34, 1985.

DUFFY FH, BARTELS PH, BURTCFIELD JL: Significance probability mapping: and aid in the topographic analysis of brain electrical activity. Electroenceph Clin Neurophysiol, 51: 455-462, 1981.

DUFFY FH, JONES K, BARTELS PH, ALBERT M, MCANULTY GB, ALS H: Quantified neurophysiology with mapping: statistical inference, exploratory and confirmatory data analysis. Brain Topogr, 3: 3-13, 1990.

FERNÁNDEZ T, FERNÁNDEZ-BOUZAS A, HERMONY T, RODRÍGUEZ M, SILVA J, BERNAL J, REYES A, MAROSI E, YÁÑEZ G, GUERRERO B. Relación entre la

tomografía computarizada (TAC) y algunos parámetros espectrales del EEG en niños con deficiencias en la lectura. Archivos de la Clínica Neurológica de Querétaro, 4: 4-11, 1995.

FERNÁNDEZ-BOUZAS A: El mapeo del electroencefalograma cuantificado en el estudio de diversas entidades patológicas intracraneales. Su relación con la tomografía computada. Tesis de doctorado, Universidad Nacional Autónoma de México, 1999.

FERNÁNDEZ-BOUZAS A, HARMONY T, GALÁN L, MAROSI E, FERNÁNDEZ T, REYES A, SILVA J, RODRÍGUEZ M, BERNAL J, ALONSO M: Comparison of z and multivariate statistical brain electromagnetic maps for localization of brain lesions. *Electroenceph Clin Neurophysiol*, 95: 372-380, 1995.

FERNÁNDEZ-HARMONY T, GONZÁLEZ-GARRIDO A: EEG y cognición. En "Texto de Neurociencias Cognitivas", V. M. Alcaraz Romero y E. Gumá Díaz (Eds.), capítulo 12. *El Manual Moderno*, México, D. F. 351-370, 2001.

FISHER-WILLIAMS M, DIKE GL: Brain tumors and other space-occupying lesions. En "Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields", E. Niedermeyer y F. Lopes da Silva (Eds.), 4ta. Edición. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore. 285-301., 1999.

GLOOR P, BALL G, SCHEAUL, N: Brain lesions that produce delta waves in the EEG. *Neurology*, 27: 326-333, 1977.

GOTMAN J, GLOOR P, RAY WF: A quantitative comparison of traditional reading and interpretation of computed extracted features in patients with supratentorial brain lesions. *Electroenceph Clin Neurophysiol*, 38: 623-639, 1975.

HARMONY T: Neurometric assessment of brain dysfunction in neurological patients. Lawrence Erlbaum, Hillsdale, New Jersey, 1984.

HARMONY T, FERNANDEZ-BOUZAS A: Mapeo del EEG en el estudio de los pacientes con lesiones expansivas intracraneales. Archivos de la Clínica Neurológica de Querétaro, 4: 20-24, 1995.

HARMONY T, FERNANDEZ-BOUZAS A: Métodos de imagen en el estudio de la actividad cognitiva. En "Texto de Neurociencias Cognitivas", V. M. Alcaraz Romero y E. Gumá Díaz (Eds.), capítulo 14. El Manual Moderno, México, D. F. 395-412, 2001.

HARMONY T, HINOJOSA G, MAROSI E, BECKER J, RODRÍGUEZ M, REYES A, ROCHA C: Correlation between EEG spectral parameters and an educational evaluation. Intern J Neuroscience, 54: 147-155, 1990a.

HARMONY T, MAROSI E, DIAZ DE LEON AE, BECKER J, FERNÁNDEZ T: Effect of sex, psychosocial disadvantages and biological risk factors on EEG maturation. Electroenceph Clin Neurophysiol, 75: 482-491, 1990b.

HARMONY T, FERNÁNDEZ-BOUZAS A, MAROSI E, FERNÁNDEZ T, BERNAL J, RODRÍGUEZ M, REYES A, SILVA J, ALONSO M, CASIÁN G: Correlation between computed tomography and voltage and current source density spectral EEG parameters in patients with brain lesions. Electroenceph Clin Neurophysiol. 87: 196-205, 1993.

HARMONY T, MAROSI E, FERNÁNDEZ T, BERNAL J, SILVA J, RODRIGUEZ M, REYES A, FERNÁNDEZ-BOUZAS A, ALONSO M, MENDIZÁBAL R, SAAVEDRA I: EEG coherences in patients with brain lesions. Int J Neuroscience, 74: 203-226, 1994.

HARNER RN: EEG analysis in the time domain. En "EEG Informatics. A didactic review of methods and applications of EEG data processing", A. Rémond (Ed.), Elsevier, Amsterdam. 57-82, 1977.

HERNÁNDEZ JL, VALDÉS P, BISCAY R, VIRUÉS T, SZAVA S, BOSCH J, RIQUENES A, CLARK I. A global scale factor in brain topography. *Intern J Neurosci*, 76: 267-278, 1994.

HIRSCH JF, BUISSON-FEREY J, SACHS M, HIRSCH JC, SCHERRER J: Electrocorticogramme et activités unitaires lors de processus expansifs chez l'homme. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 21(5): 417-428, 1966.

JOHN ER, KARMEL BZ, CORNING WC, EASTON P, BROWN D, AHN H, JOHN M, HARMONY T, PRICHEP L, TORO A, GERSON I, BARTLETT F, THATCHER R, KAYE H, VALDÉS P, SCHWARTZ E: *Neurometrics*. *Science*, 196(4297): 1393-1410, 1977.

JOHN ER, AHN H, PRICHEP L, TREPETIN M, BROWN D, KAYE H. Developmental equations for the EEG. *Science*, 210: 1255-1258, 1980.

JOHN ER, PRICHEP L, FRIEDMAN J, EASTON, P : *Neurometrics: computed-assited differential diagnosis of brain disfunctions*. *Science*, 239 (4836): 162-169, 1988.

LURIA AR: *El cerebro en acción*. Primera Edición. Editorial Pueblo y Educación, La Habana, 1978.

MATOUSEK M, PETERSEN I: Frequency analisis of the EEG in normal children and adolescents. En "Automatic assesment of the EEG", P. Kellaway e I. Petersen (Eds.). Raven Press, New York, 1973.

MATSUOKA S, ARAGAKI Y, NUMAGUCHI K, VENO S: Effect of dexamethasone on electroencephalograms in patients with brain tumors. *J. Neurosurg*. 48: 601-608, 1978.

MAURER K, DIERKS J: Atlas of brain mapping. topographic mapping of the EEG and evoked potentials. Springer, NY, 1991.

PASCUAL RD, GONZÁLEZ ASL, VALDÉS P, VALDÉS M: Current source density estimation and interpolation based on the spherical harmonic expansion. *Int. J. Neurosci.*, 43: 237-250, 1988.

PRIER S, BENOIT C, REDONDO A: Resultat de la cartographic EEG au cours des tumeurs cerebrales confrontation aux methodes d' imagerie. *Rev. Electroencephalogr Neurophysiol Clin.* 16(3): 257-267, 1986.

RHEE RS, GOLDENSOHN ES, KIM RC: EEG characteristics of solitary intracranial lesions in relationship to anatomical location. *Electroenceph Clin Neurophysiol*, 38: 553, 1975.

RICARDO-GARCELL J, FERNÁNDEZ-BOUZAS A, HARMONY T, FERNÁNDEZ , T, SALGADO MA, OTERO G: Medidas espectrales de banda estrecha del EEG, sin y con la sustracción de un Factor de Escala Global, en un grupo de pacientes con lesiones intracraneales. Resúmenes del XX Congreso Latinoamericano y el XLIII Congreso Nacional de Ciencias Fisiológicas, Cancún, México, C123, septiembre del 2000.

RICARDO-GARCELL J, GALINDO Y VILLA G, BALDERAS E, REYES E, BARRAGAN E, RUIZ M, SALVADOR J, GARZA S, CORTEZ J, OTERO G, GARZA S: Importancia de la sustracción de un Factor de Escala Global en las medidas espectrales del EEG para el estudio de niños con Trastorno por Déficit de Atención. Trabajo presentado en el IX Congreso de la Academia Ibero Americana de Neurología Pediátrica, Curitiba, Brazil, octubre del 2001.

SALINSKY MC, OKEN BS, KRAMER RE, MOREHEAD L: A comparison of quantitative EEG frequency analysis and conventional EEG in patients with focal brain lesions. *Electroencephalogr Clinical Neurophysiology*, 83: 358-366, 1992.

SZAVA S, VALDÉS P, BISCAY R, GALÁN L, BOSCH J, CLARK I, JIMÉNEZ JC: High resolution quantitative EEG analysis. *Brain Topography*. 6, 211-219, 1994.

VALDÉS P, BOSCH J, GRAVE R, HERNÁNDEZ J, RIERA J, PASCUAL R, BISCAY R: Frequency domain models of the EEG. *Brain Topography*. 4, 309-319, 1992.

WAXMAN SG: *Neuroanatomía correlativa. El Manual Moderno*, México, DF, caps. 23 y 26, 345-358, 375-315, 1998.