

30372



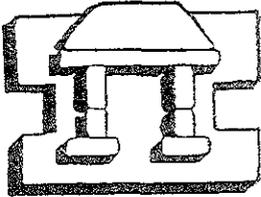
UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES
IZTACALA

ESTUDIO DE LAS POTENCIAS ABSOLUTAS DEL
ELECTROENCEFALOGRAMA (BANDAS ANCHA Y
ESTRECHA), SIN Y CON LA SUSTRACCIÓN DE UN
FACTOR DE ESCALA GLOBAL, EN UN GRUPO DE
PACIENTES CON TUMORES CEREBRALES

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN NEUROCIENCIAS
P R E S E N T A :
LICENCIADO EN PSICOLOGIA
IRMA SERRANO LOPEZ

DIRECTORA DE TESIS. DRA. JOSEFINA RICARDO GARCELL



IZTACALA,

LOS REYES IZTACALA, TLALNEPANTLA, EDO. DE MÉXICO 2001



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

DEDICADA A:

MI MAMÁ Hoy más que nunca siento tu presencia muy dentro de mí, no importa que el silencio limite tus palabras, yo entiendo por tu mirada y actitudes que nos amas tanto como nosotros a ti.

MI HIJA Con admiración y respeto porque a pesar de tu corta edad, tu inteligencia y tu madurez me brindaron la fortaleza para conseguir la meta que me propuse. Eres mi tesoro.

MI ESPOSO El ser más importante que me ha dado el apoyo y la seguridad para lograr mi objetivo. Gracias Mi Cielo porque con tu calidad humana llenas mi vida de paz, amor y armonía. Te adoro.

MI PAPÁ El hombre que con su ejemplo me ha enseñado a ser valiente, audaz y vivir la vida con optimismo. Gracias por dejarme sentir que no importa en donde estemos siempre estas pendiente de nosotros. Te quiero mucho.

A LAS PERSONAS DE LA TERCERA EDAD se las dedico con la promesa de esforzarme al máximo para que algún día mejore su calidad de vida al final de la vida.

A LOS PACIENTES QUE COOPERARON EN MI INVESTIGACIÓN Que encuentren la fortaleza para enfrentar el camino tan doloroso que lleva al final de su vida. Que Dios les acompañe.

AGRADEZCO A:

*TODO EL PERSONAL DE LOS DEPARTAMENTOS DE NEUROCIRUGÍA,
NEUROLOGÍA Y RADIOLOGÍA DEL HOSPITAL JUÁREZ DE MÉXICO,
especialmente a los Doctores José María Sánchez-Cabrera, Rafael Mendizábal, Gustavo
Casián, Carlos Flores, Pedro Hernández, Raúl Sánchez, a los residentes de dichos
departamentos y a la Lic. en Enfermería Ma. Guadalupe González, ya que sin su ayuda
no hubiera sido posible la realización de esta tesis.*

AGRADEZCO A:

DRA. EN C. JOSEFINA RICARDO GARCELL: A quien más si no a Ud. debo agradecer vivir este momento, mil gracias por confiar en mi y brindarme sus conocimientos, su tiempo, su esfuerzo, pero sobre todo el amor y el cariño que hoy con orgullo me deja sentirme como su hija.

LIC. EN PSIC. MIGUEL ANGEL SALGADO H.: Mi compañero de tantas horas de trabajo, cómo agradecer la armonía de convivir al lado de alguien tan atento, inteligente y servicial. Los éxitos y tropiezos que pasamos juntos por siempre dejarán en mi la certeza de saber que cuento con un gran amigo.

DR. EN C. ANTONIO FERNÁNDEZ BOUZAS: Siento un gran orgullo al tener cerca personas tan importantes en el mundo de la ciencia y recibir con tanta sencillez todas sus atenciones. Gracias por dejarme ser parte de sus discípulos, por los conocimientos que me brindó y forman parte fundamental de esta tesis.

DR. AURELIO BALLESTEROS MARESMÁ: Por sus múltiples aportaciones las cuales determinaron la calidad de este trabajo; por enseñarme con su simpatía y amabilidad que lo que engrandece a un ser humano no es lo que sabe, sino como lo utiliza para convivir con sus prójimos.

DRA. EN C. THALÍA HARMONY B.: Por su valiosa cooperación en la evaluación de los segmentos de EEG utilizados en este trabajo.

DRA. EN C. ERZEBET MAROSI H.: Por su persona siempre he de recordar que la sencillez y la amabilidad son el máximo grado que puede alcanzar un ser humano. Gracias por las expresiones de cariño, la comprensión que me brindó y especialmente porque sus sugerencias mejoraron mi trabajo.

M. EN C. ALFONSO REYES OLIVERA: Por tus atinadas reflexiones, tus agradables horas de enseñanza y por el apoyo incondicional que me brindaste.

DRA. EN C. GLORIA OTERO OJEDA: Por el tiempo que le dedicó a la revisión de mi trabajo, y por sus valiosas observaciones que contribuyeron a mejorar la calidad del mismo.

DRA. EN C. LÍDICE GALÁN G.: (Centro de Neurociencias de Cuba) por su excelente asesoría estadística.

DRA. EN C. LOURDES DÍAZ-COMAS y a la LIC. TRINIDAD VIRUÉS: (Centro de Neurociencias de Cuba) por el desinteresado apoyo que me brindaron en este trabajo.

MI HERMANA ALICIA: Las experiencias que hemos vivido en los últimos años nos han brindado, al menos, la oportunidad de acercarnos emocionalmente y saber que ambas somos incondicionales. Te quiero mucho.

MI HERMANO HÉCTOR: Porque como siempre con tu amabilidad y tus conocimientos me orientaste para mejorar la calidad de mi trabajo. Te quiero mucho.

MI HERMANO MAURICIO: Por tu cariño y amabilidad en las veces que pedí tu ayuda para cuidar de mi pequeña, por el tiempo y dedicación para preparar el material de mi presentación y sobre todo por preocuparte de que las cosas me salgan bien. Te quiero mucho.

MIS SOBRINOS: Emiliano, Vania, Jorge, Denisse, Javier y Fernando; porque su inocencia da a mi vida la inquietud de enseñar, con el ejemplo, los valores espirituales que engrandecen al Ser Humano.

SANDRA SHEARS Y FERNANDO RIVERA: Por su apoyo y estímulo, por demostrarme que la amistad está más allá del tiempo y la distancia.

SUSANA HERNÁNDEZ VÁZQUEZ: Que orgullo siento que pasan los años y sigues estando tan cerca de mí; mil gracias por tu compañía, apoyo, preocupación y las palabras de reflexión que siempre me brindas.

MIS COMPAÑEROS: GUADALUPE DOMÍNGUEZ, BELÉN PRIETO, ALDO OVIEDO: Por todas las horas compartidas, porque juntos logramos la meta que nos propusimos.

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 ancha y estrecha, obtenidos sin y con la sustracción del FEG, 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, de las bandas delta, theta y alfa (banda ancha) y en el caso de las PAs de la banda estrecha se tomaron los valores cada 0.78 Hz., en el rango de 0.78 – 13.28 Hz., 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 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 de la banda ancha o estrecha) 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 banda ancha como en la estrecha, los parámetros que se compararon entre sí, en los montajes Laplaciano y voltaje, fueron las PAs sin y con la sustracción del FEG. También se realizó la comparación

de las PAs de la banda ancha con las PAs de las “mejores frecuencias” de la banda estrecha, en los dos casos con la sustracción del FEG. Los porcentajes de VP en las PAs de la banda ancha fueron mayores con la sustracción del FEG que sin aplicar la sustracción, en todas las bandas y montajes. En la banda estrecha ocurrió lo mismo con excepción de la PA de la frecuencia 0.78 Hz. en el montaje Laplaciano. Cuando se compararon las PAs de la banda ancha con las PAs de las “mejores frecuencias” de la banda estrecha se apreció un mayor proporción de VP en las PAs de las bandas delta y tetha mientras que en la banda alfa ocurrió lo contrario, es decir, la mayor proporción de VP se observó en la banda estrecha. Se concluyó que debe realizarse la sustracción del FEG en las PAs delta, theta y alfa así como en las PAs de la banda estrecha, si se quiere lograr una mayor localización de los tumores cerebrales. Además, aunque se observaron proporciones mayores de VP con la sustracción del FEG en el montaje de voltaje, los resultados de este trabajo sugieren que los dos montajes (Laplaciano y voltaje) deben seguir usándose en el análisis individual de los pacientes.

ÍNDICE

<i>Introducción</i>	<i>Pág</i> 1
<i>Objetivos</i>	17
<i>Hipótesis</i>	18
<i>Material y Métodos</i>	19
<i>Resultados</i>	25
<i>Discusión</i>	46
<i>Conclusiones</i>	55
<i>Recomendaciones</i>	56
<i>Bibliografía</i>	57

INTRODUCCIÓN

Las lesiones cerebrales de naturaleza tumoral, 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, 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).

Según Fischer-Williams y Dike (1999), cuando un paciente portador de un glioma, un meningioma o de una metástasis cerebral acude al médico por los signos y síntomas que presenta, lo más común es observar en el EEG cualquiera de las siguientes alteraciones:

1. Actividad delta polimórfica o actividad delta localizada.
2. Actividad delta rítmica intermitente (IRDA, por sus siglas en inglés: Intermittent Rhythmic Delta Activity) o actividad delta sinusoidal monorrítmica (MSDA, por sus siglas en inglés: Monorhythmic Sinusoidal Delta Activity).
3. Pérdida localizada de actividad sobre el área del tumor
4. Alteración del ritmo alfa.
5. Descargas de espigas, ondas agudas y espiga-onda

Actividad delta polimórfica o actividad delta localizada. Estas ondas lentas habitualmente están localizadas en el lado del tumor, son de forma irregular (polimórficas) y continuas. La actividad delta polimórfica ha sido relacionada con la deafferentación del área cortical involucrada (Hirsch y cols., 1966). Se observa generalmente con una distribución localizada en las lesiones cerebrales destructivas que afectan a la sustancia blanca subcortical pero habitualmente 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).

Actividad delta rítmica intermitente o actividad delta sinusoidal monorrítmica. En aquellas lesiones que afectan las estructuras subcorticales de la línea media, o en lesiones frontales profundas, es posible observar este tipo de actividad 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) (Aminoff, 1992).

Pérdida localizada de actividad sobre el área del tumor. Este es un hallazgo menos común que la actividad delta localizada pero, cuando está presente, es un signo seguro del sitio del tumor mientras que la actividad delta con la que se asocia frecuentemente puede indicar la zona adyacente al tumor.

Alteración del ritmo alfa. En los tumores ubicados en las regiones posteriores es usual ver este tipo de alteración (casi siempre enlentecimiento).

Descargas de espigas, ondas agudas y espiga-onda. Aparecen sólo en aquellos casos de tumores que provocan epilepsia y aún en ellos son poco frecuentes. Sin embargo, según Aminoff (1992) 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.

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. 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 hemisferios se encuentra la lesión. Debe tenerse presente que las alteraciones referidas no permiten la diferenciación de las lesiones

neoplásicas de otros trastornos estructurales localizados como abscesos o un infarto cerebral (Aminoff, 1992).

Todas estas ventajas del EEG tradicional para la evaluación de las lesiones tumorales han sido enriquecidas con la introducción del EEG cuantitativo, en particular 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 sobre el cuero cabelludo.

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), y más recientemente, las medidas espectrales de banda estrecha. 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 y cols., 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 seleccionan 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 seleccionan segmentos de 2.56 seg. 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 esta, que es la frecuencia fundamental o la frecuencia de resolución: 0.78, 1.17, 1.56, 1.95, 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 elevada al cuadrado de la sinusoides 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. Hz. 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 PA varía 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 en cada banda se transforman en valores Z.

obtener esta información, los valores de PA 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:

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

En este caso, el promedio y la desviación estándar se refieren al grupo de sujetos de la misma edad que el paciente en estudio. 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 paciente en estudio 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 PAs delta y theta, así como valores inferiores a -2.0 de la PA 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 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 aumentada 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).

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

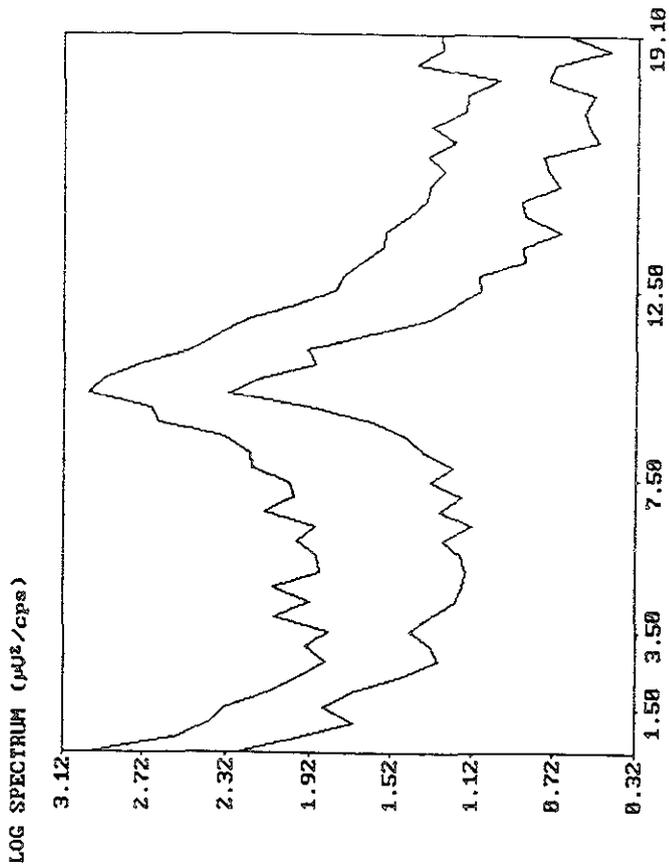
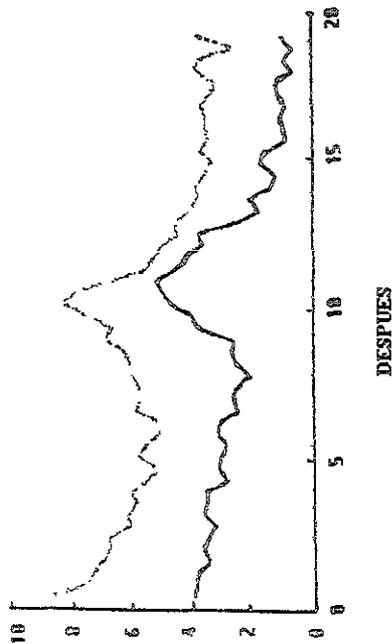
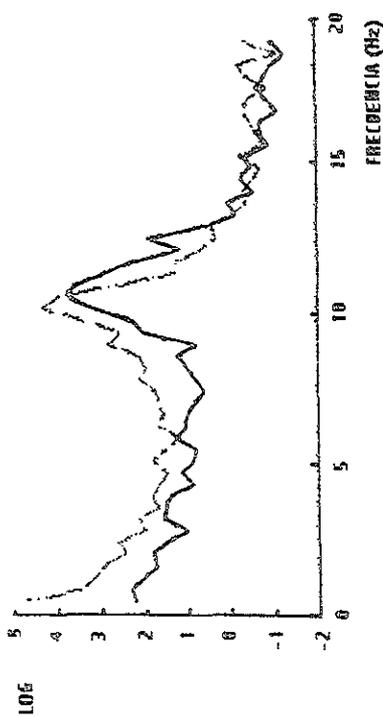


Figura 1. Logaritmo de los espectros de la derivación O1 (ojos cerrados) pertenecientes a dos sujetos sanos diferentes. La curva superior corresponde a una mujer de 43.3 años y la inferior a otra mujer de 51.3 años Tomado de Hernández y cols. 1994

ANTES



DESPUES



ESPECTRO DE FRECUENCIA
DEL EEG DE DOS SUJETOS SANOS,
EN LA DERIVACION O2, ANTES Y
DESPUES DE LA SUSTRACCION
DEL FACTOR DE ESCALA GLOBAL.

..... = 9 AÑOS
— = 25 AÑOS

FIGURA 2

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.

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.

Ricardo-Garcell y cols. (2000) evaluaron las medidas espectrales de banda estrecha, sin y con la sustracción del FEG, en un grupo de 15 pacientes con lesiones intracraneales (10 con masas tumorales y 5 con cisticercosis) y observaron que en el 73.3% de los casos la sustracción del FEG mostró una mayor coincidencia con las topografías de las alteraciones cerebrales (lesión y edema), una coincidencia equivalente (sin y con la sustracción) en el 20% de los casos y una concordancia inferior en un paciente (6.7%). En estos 15 pacientes la lesión fue confirmada mediante la TAC pero la comparación entre la localización de la lesión en la TAC y los valores Z anormales de la PA, sin y con la sustracción del FEG, se llevo a cabo cualitativamente. Es decir, se usó el criterio de expertos en lugar de una prueba estadística.

Con excepción del trabajo de Szava y cols. (1994) y de Ricardo-Garcell y cols. (2000) no se tienen antecedentes de otras investigaciones que aborden esta temática con un enfoque clínico y no se han implementado estudios en que la comparación de los valores de la PA (bandas ancha y estrecha), 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.

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

HIPÓTESIS

La sustracción del FEG en las PAs (bandas ancha y estrecha), obtenidas en pacientes con tumores cerebrales, mejorará la comparación estadística de los datos individuales con los de la norma y aumentará la probabilidad de coincidencia entre las anomalías del EEG reflejadas por estos parámetros y las topografías de las lesiones cerebrales evidenciadas por la RM.

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 I 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 Gadolinio): el Magnistrast (Laboratorio Justesa Imagen Mexicana) y el Omniscan (Laboratorio Nycomed).

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

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 corto-circuitados 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.

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 segs.) 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 en los rangos de frecuencia siguientes: 1.5 - 3.9 Hz (delta), 4.0 - 7.9 Hz (theta) y 8.0 - 12.9 Hz (alfa), 13 - 19 Hz (beta) y 1.5 - 19 Hz (total). En el caso de las PAs de la banda estrecha se tomaron los valores cada 0.78 Hz, en el rango de 0.78 Hz - 13.28 Hz. Las PAs de las bandas ancha y estrecha se obtuvieron en el montaje de voltaje y en el montaje Laplaciano.

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 las PAs (bandas ancha y estrecha) 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. Sólo se consideraron para el análisis los valores Z de las PAs (sin y con la sustracción del FEG) de 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 de Z de las PAs de las bandas ancha y estrecha, sin y con la sustracción del FEG), teniendo en cuenta el montaje, tenía más precisión diagnóstica con las topografías 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 cuyos valores del parámetro considerado tenía un valor absoluto mayor que 1.96, dividido por el número de sujetos 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:

- PAs (banda ancha) sin sustracción del FEG vs. PAs (banda ancha) con la sustracción.
- PAs (banda estrecha) sin sustracción del FEG vs. PAs (banda estrecha) con la sustracción.
- PAs banda ancha vs. PAs banda estrecha.

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 entre dichos expertos fue alta, aunque no exacta, razón por la cual se escogieron como criterio de la 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 "afectadas" por la lesión.

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 también 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 PAs delta y theta con la sustracción del FEG.

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

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 y 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”.

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.

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 del FEG, 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

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).

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

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

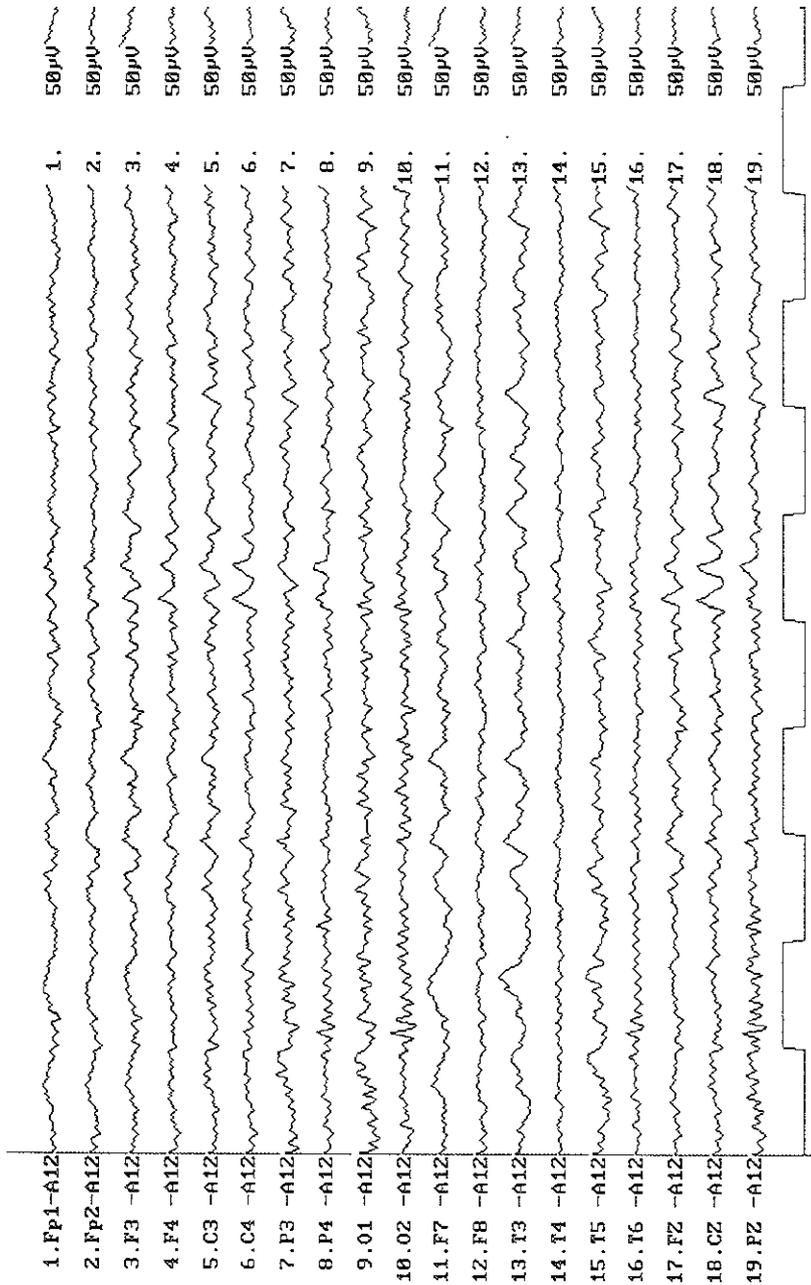
S: Sin la sustracción del FEG

C: Con la sustracción del FEG

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 pudieron estar afectadas.

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 la **Figura 3** 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), incluyendo estas últimas las derivaciones de la línea media. En la parte B de esta figura (área central superior) se muestra un corte axial de la imagen por RM de este paciente cuyos aspectos esenciales pueden resumirse así: se observó un área hiperintensa, en T1 ponderado, 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. En la parte central e inferior se muestra un cuadro donde se puede apreciar el grado de coincidencia entre las derivaciones afectadas, según el criterio radiológico, y las derivaciones electroencefalográficas que fueron anormales en la PA delta, sin y con la sustracción del FEG, en los dos montajes estudiados. A ambos lados aparecen los mapas Z del paciente en

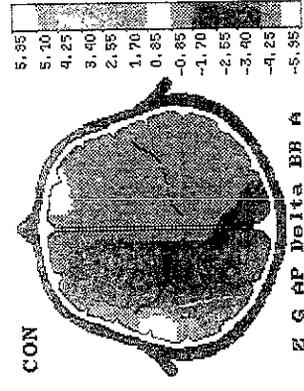
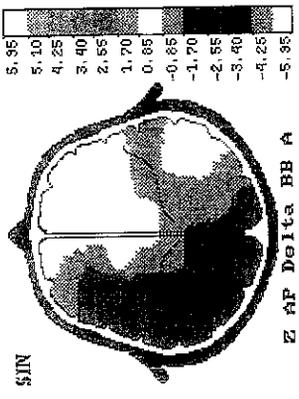
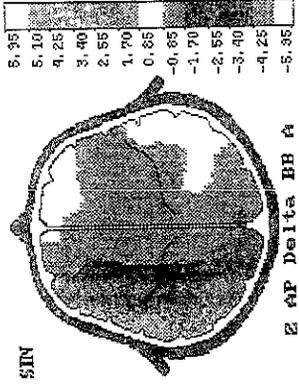
FIGURA 3. Paciente HJT09, masculino, de 32 años, portador de un ganglioglioma anaplásico temporal izquierdo. A) Se muestra un segmento del EEG (montaje referencial) obtenido en vigilia, reposo y con los ojos cerrados. B) En la parte central y superior de la figura aparece un corte axial (T1), con contraste paramagnético, de la imagen por RM obtenida en este paciente. En la parte central e inferior se observa un cuadro cuyas columnas corresponden a 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, 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 inferiores) la sustracción del FEG. 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

Current file
00:01:15.60

FIGURA 3. A



DERIVACIONES RADIOLOGICAS

F9 C3 P3 F7 T3 T5 Cz Pz

LAP.
PADs
PADc
VOL
PADs
PADc

* * * * *
* * * * *
* * * * *
* * * * *
* * * * *
* * * * *

← LAMPLACIANO VOLIAME →

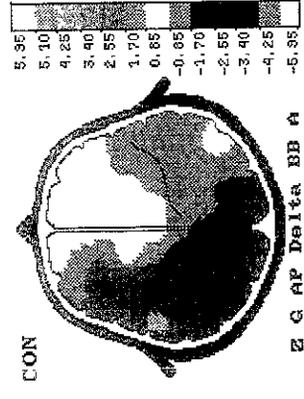


FIGURA 3.B

los montajes Laplaciano (lado izquierdo) y voltaje (lado derecho) de la PA delta sin (mapas superiores) y con (mapas inferiores) la sustracción del FEG. Tomando como referencia el cuadro del área 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 aventajó al mapa homólogo, en el montaje de voltaje, en que la derivación "radiológica" Pz, sólo 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.

En los Cuadros 6 (montaje Laplaciano) y 7 (montaje de voltaje) se muestran los resultados de la comparación estadística de las proporciones de VP observadas en todas las derivaciones en las PAs de las diferentes frecuencias de la banda estrecha, sin y con la sustracción del FEG. En ambos cuadros se puede apreciar que los porcentajes de VP en las distintas PAs fueron mayores con la sustracción del FEG que sin hacerlo, en cada una de las frecuencias y montajes estudiados, siendo en general los valores medios de los porcentajes mayores en el montaje de voltaje que en el Laplaciano. La única excepción fue la frecuencia 0.78 Hz, en el montaje Laplaciano, en la cual la proporción de VP sin la sustracción del FEG (0.28) fue ligeramente superior a la proporción de VP con la sustracción del FEG (0.26). En ambos montajes las frecuencias dentro del rango de la banda delta con la sustracción del FEG fueron las que mostraron mayores porcentajes de VP.

CUADRO 6

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 de las diferentes frecuencias de la banda estrecha, sin y con la sustracción del FEG, en el montaje Laplaciano.

Frecuencia	X (s)	X (c)	T	P (2colas)
0.78	0.28	0.26	0.47	0.64
1.56	0.40	0.49	-2.31	0.032
2.34	0.36	0.45	-1.84	0.082
3.12	0.31	0.46	-3.73	0.001
3.90	0.26	0.43	-4.47	0.0002
4.68	0.21	0.37	-4.25	0.0004
5.46	0.17	0.30	-3.60	0.002
6.25	0.07	0.25	-3.35	0.003
7.03	0.03	0.11	-2.96	0.008
7.81	0.03	0.10	-1.63	0.11
8.59	0.05	0.06	-0.45	0.65
9.37	0.04	0.11	-1.94	0.06
10.15	0.03	0.13	-2.48	0.022
10.93	0.01	0.07	-1.74	0.098
11.71	0.02	0.03	-1.13	0.27
12.50	0.01	0.03	-1.72	0.102
13.28	0.02	0.05	-1.40	0.176

FEG: Factor de Escala Global

X (s) : Promedio de las proporciones de Verdaderos Positivos sin la sustracción del FEG

X (c) : Promedio de las proporciones de Verdaderos Positivos con la sustracción del FEG

CUADRO 7

Resultados de la comparación, mediante la prueba de t para muestras apareadas, de las proporciones de "Verdaderos Positivos" observados en las 19 derivaciones en las diferentes frecuencias sin y con la sustracción del FEG, en el montaje de voltaje.

Frecuencia	Xs	Xc	t	P(2colas)
0.78	0.59	0.70	-1.49	0.152
1.56	0.67	0.83	-2.93	0.008
2.34	0.56	0.79	-4.20	0.0005
3.12	0.45	0.69	-4.75	0.0001
3.90	0.35	0.57	-4.84	0.0001
4.68	0.25	0.49	-5.48	0.00005
5.46	0.12	0.27	-4.28	0.00044
6.25	0.06	0.12	-3.09	0.006
7.03	0.01	0.05	-2.14	0.045
7.81	0.04	0.06	-0.84	0.411
8.59	0.11	0.16	-2.33	0.031
9.37	0.15	0.38	-7.48	0.0000061
10.15	0.16	0.36	-5.17	0.000063
10.93	0.04	0.22	-4.26	0.0004
11.71	0.01	0.06	-2.71	0.015
12.50	0.01	0.04	-1.75	0.096
13.28	0.01	0.08	-2.94	0.008

FEG: Factor de Escala Global

Xc = Promedio de la proporción de Verdaderos Positivos con la sustracción del FEG

Xs = Promedio de la proporción de Verdaderos Positivos sin la sustracción del FEG

Como se señaló anteriormente, en general, los porcentajes de VP en las diferentes PAs fueron mayores con la sustracción del FEG que sin hacerlo, en los dos montajes estudiados. Sin embargo, en el **Cuadro 6** (montaje Laplaciano) se puede observar que sólo en 8 de las 17 frecuencias analizadas existieron diferencias significativas entre las proporciones de VP obtenidas sin y con la sustracción del FEG (mayor proporción de VP con la sustracción del FEG), correspondiendo a las bandas lentas 7 de las 8 frecuencias. En contraste, en el montaje de voltaje (**Cuadro 7**) existieron diferencias significativas en 14 de las 17 frecuencias analizadas (mayor proporción de VP con la sustracción del FEG), es decir, se agregaron frecuencias con diferencias significativas en el rango de la banda delta pero sobre todo en la banda alfa.

Al igual que en el análisis de banda ancha, en las comparaciones precedentes los cambios significativos en las frecuencias lentas estuvieron dados por excesos y en la banda alfa por disminuciones. Del mismo modo, existió 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.

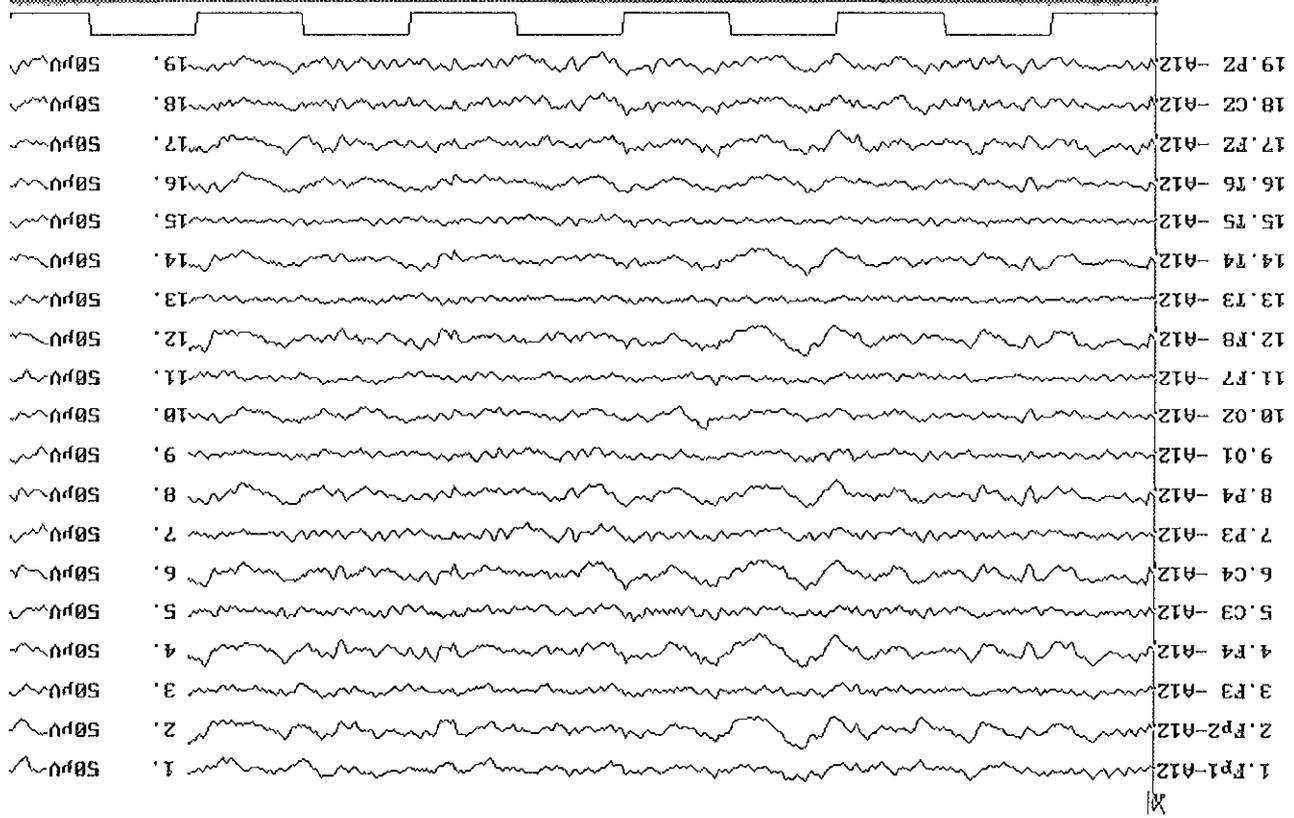
En la **Figura 4** se muestra un ejemplo de cómo la sustracción del FEG en las PAs de la banda estrecha produjo una mejor concordancia con las derivaciones radiológicas que las PAs sin dicha sustracción. En la parte A aparece un segmento del EEG de un paciente (HJT03) portador de un glioblastoma multiforme en la fosa temporal derecha donde se puede apreciar la presencia de actividad lenta en todas las derivaciones derechas y en las de la línea media. Dicha actividad fue más evidente en Fp2, F4, C4, P4, F8 y T4. En la parte B (área central superior) se muestra un corte axial de la imagen por RM de este paciente

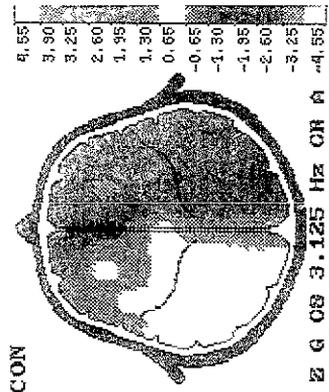
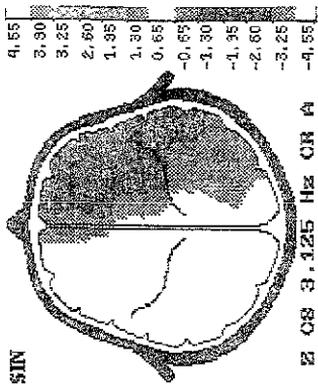
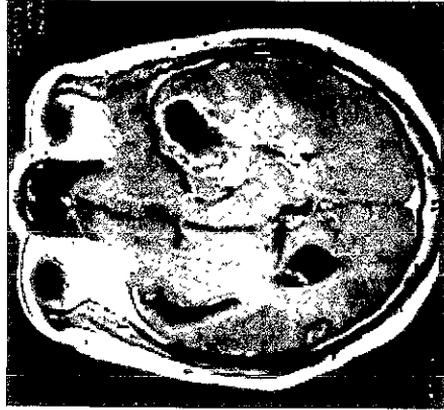
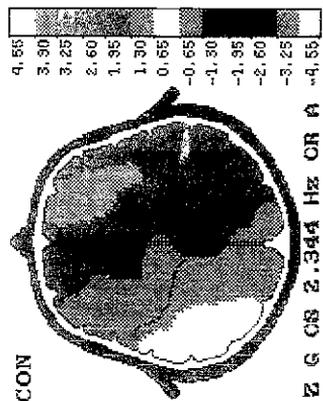
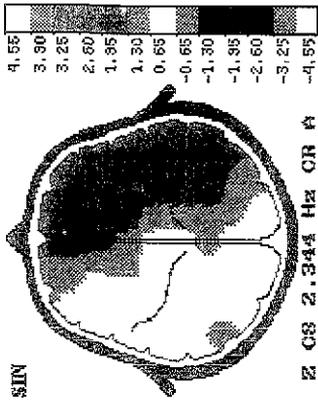
FIGURA 4. Paciente HJT03, masculino, de 59 años, portador de un glioblastoma multiforme en la fosa temporal derecha. A) Se muestra un segmento del EEG (montaje referencial) obtenido en vigilia, reposo y con los ojos cerrados. B) En la parte central y superior de la figura aparece un corte axial (T1), con contraste paramagnético, de la imagen por RM obtenida en este paciente. En la parte central inferior se observa un cuadro cuyas columnas corresponden a las derivaciones afectadas, según el criterio radiológico, y en las filas aparecen, señaladas con un asterisco (*), las derivaciones que fueron anormales en las PAs 2.34 Hz y 3.12 Hz sin(s) y con(c) la sustracción del FEG, en el montaje de voltaje (VOL.). A ambos lados se encuentran los mapas Z, correspondientes a las dos frecuencias mencionadas, sin (mapas superiores) y con (mapas inferiores) la sustracción del FEG. Ver el texto para mayor explicación.

00:00:13.01
11/13/501

FIGURA 4, A

State
θ: eyes closed





DERIVACIONES RADIOLOGICAS

VOL	F4	C4	F8	T4	T6	Fz	Cz
2.348	*		*				
2.34C	*	*	*	*	*	*	*
3.12S	*		*				
3.12C	*	*	*	*	*	*	*

← VOLTAJE →

FIGURA 4.B

cuyos aspectos esenciales pueden resumirse así: en la profundidad y parte media del lóbulo temporal derecho se observó un núcleo hipointenso central, de aspecto nodular, rodeado de un aumento difuso en las intensidades de señales con las características de un tumor. Existieron efectos de masa expansiva con desplazamiento del tercer ventrículo hacia la izquierda y obliteración del asta occipital derecha. En la parte central e inferior se muestra un cuadro donde se puede apreciar el grado de coincidencia entre las derivaciones afectadas, según el criterio radiológico, y las derivaciones electroencefalográficas que fueron anormales en las frecuencias 2.34 Hz y 3.12 Hz, sin y con la sustracción del FEG, en el montaje de voltaje. A ambos lados aparecen los mapas Z del paciente, correspondientes a las dos frecuencias mencionadas, sin (mapas superiores) y con (mapas inferiores) la sustracción del FEG.

Tomando como referencia el cuadro del área central e inferior de la figura, puede notarse que, en las dos frecuencias, el mapa con sustracción del FEG mostró mayor concordancia con las derivaciones supuestamente afectadas por la lesión que el mapa sin sustracción ya que en los mapas sin sustracción del FEG sólo fueron anormales “eléctricamente” las derivaciones F4 y F8. La PA de la frecuencia 2.34 Hz con sustracción del FEG fue la que evidenció mayor concordancia con la topografía de la lesión (6 derivaciones del EEG de 7 derivaciones “radiológicas”) y aventajó al mapa homólogo de la PA de 3.12 Hz en que la derivación Fz sólo fue anormal en 2.34 Hz.

En la Figura 4 puede notarse que las derivaciones Fp2 y P4 también fueron anormales, desde el punto de vista eléctrico, en las dos frecuencias con la sustracción del FEG. Esto ejemplifica lo ya referido acerca de que existieron más derivaciones significativas con

valores Z anormales que derivaciones en las que ambos radiólogos coincidieron en que podían estar afectadas por la lesión.

Al encontrarse que la sustracción del FEG de las PAs, tanto en la banda ancha como en la estrecha, evidenció mayores porcentajes de VP que no realizar la sustracción, se procedió a comparar, mediante la prueba de t para muestras apareadas, las proporciones de VP observadas a través de las distintas derivaciones en la banda ancha con las proporciones de VP de las PAs correspondientes a las “mejores frecuencias” de la banda estrecha, con la sustracción del FEG en ambos casos. Por “mejores frecuencias” debe entenderse aquellas frecuencias que mostraron mayor significación estadística dentro del rango de la banda estrecha que se correspondía con su banda ancha homóloga. En el Cuadro 8 se muestran los resultados de esta comparación y en el mismo puede notarse que, en lo que a las bandas lentas se refiere, en los dos montajes la banda ancha mostró mayores porcentajes de VP que la banda estrecha. No ocurrió así con la banda alfa ya que en los dos montajes las frecuencias de la banda estrecha tuvieron mayores proporciones de VP que la PA de la banda ancha.

En la Figura 5 se muestra un ejemplo en el cual la concordancia entre las derivaciones del EEG y las radiológicas fue igual en la PA delta con la sustracción del FEG que en una de las “mejores frecuencias” (3.90 Hz) de la banda estrecha, también con la sustracción del FEG. En la parte A aparece un segmento del EEG de una paciente (HJT05) portadora de un ganglioma anaplásico frontal derecho donde se puede notar la presencia de actividad delta en las derivaciones fronto-polares (sobre todo Fp2), así como en las derivaciones frontal

CUADRO 8

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

LAPLACIANO

	X (ba)	X (be)	t	P(2 colas)
PAD vs 3.12 Hz	0.57	0.47	3.03	0.007
PAD vs 3.90 Hz	0.57	0.43	3.15	0.005
PAT vs 4.68 Hz	0.41	0.37	2.12	0.04
PAT vs 5.46 Hz	0.41	0.29	4.81	0.0001
PAA vs 10.15 Hz	0.08	0.13	-2.28	0.03

VOLTAJE

	X (ba)	X (be)	t	P(2 colas)
PAD vs 3.12 Hz	0.87	0.68	4.40	0.0003
PAD vs 3.90 Hz	0.87	0.56	5.01	9.04 E-05
PAT vs 4.68 Hz	0.57	0.49	2.83	0.01
PAT vs 5.46 Hz	0.57	0.27	6.44	4.63 E-06
PAA vs 9.37 Hz	0.15	0.38	-5.91	1.34 E-05
PAA vs 10.15 Hz	0.15	0.36	-9.91	1.01 E-08

X (ba): Promedio de las proporciones de Verdaderos Positivos en la banda ancha

X (be): Promedio de las proporciones de Verdaderos Positivos en la banda estrecha

PAD: Potencia absoluta delta

PAT: Potencia absoluta tetha

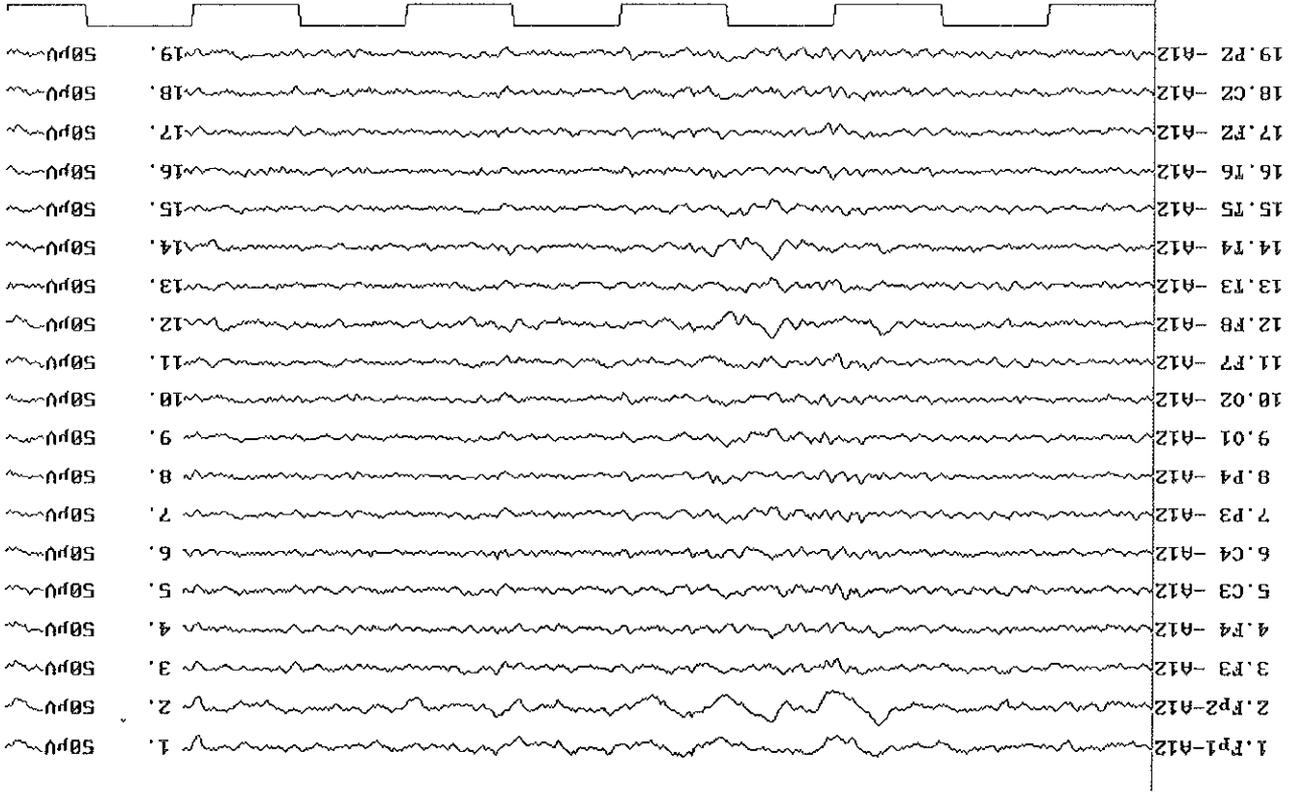
PAA: Potencia absoluta alfa

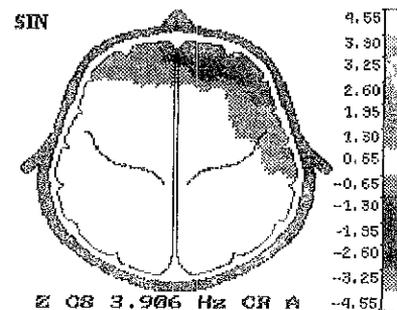
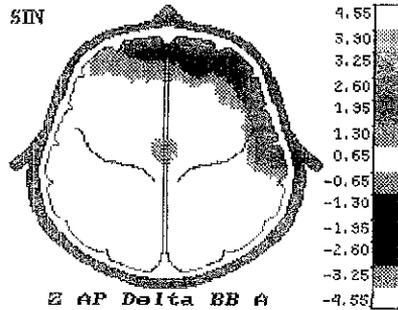
FIGURA 5. Paciente HJT05, femenina, de 42 años, portadora de un ganglioma anaplásico frontal derecho. A) Se muestra un segmento del EEG (montaje referencial) obtenido en vigilia, reposo y con los ojos cerrados. B) En la parte central y superior de la figura aparece un corte axial (T1), con contraste paramagnético, de la imagen por RM obtenida en este paciente. En la parte central inferior se observa un cuadro cuyas columnas corresponden a las derivaciones afectadas, según el criterio radiológico, y en las filas aparecen, señaladas con un asterisco (*) las derivaciones que fueron anormales en la PA delta (PAD) y la PA de la frecuencia 3.90 Hz sin (s) y con (c) la sustracción del FEG, en el montaje de voltaje (VOL.). A la izquierda se encuentran los mapas Z de la PA delta sin (mapa superior) y con (mapa inferior) la sustracción del FEG. A la derecha están los mapas correspondientes a la frecuencia 3.90 Hz siguiendo igual criterio que con la PA delta. Ver el texto para mayor explicación.

00:11:08.00
00:11:08.00

FIGURA 5. A

State
A: eyes closed



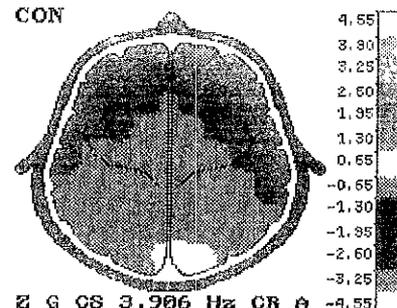
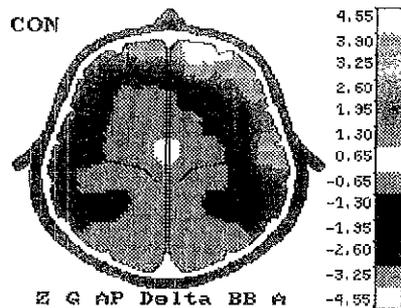


DERIVACIONES RADIOLOGICAS

VOL.	Fp1	Fp2	F4	F8	T4	Fz	Cz
PADs	*			*			
PADc	*	*		*	*		
3.90s	*						
3.90c	*	*		*	*		

← VOLTAJE →

FIGURA 5. B



inferior y temporal anterior derechas.

En la parte B de esta figura (área central superior) se muestra un corte axial de la imagen por RM de esta paciente donde se puede apreciar una lesión expansiva marcadamente heterogénea con áreas centrales hipointensas, de aspecto nodular y amorfas, rodeadas de hiperintensidades difusas en cuya periferia se observan zonas extensas con disminución de intensidad de señales. La lesión ocupa el área frontal derecha profunda provocando desplazamiento contralateral de estructuras de la línea media, obliteración parcial del ventrículo lateral derecho y una hernia cingulada. En la parte central inferior se observa un cuadro donde se puede apreciar el grado de coincidencia entre las derivaciones afectadas, según el criterio radiológico, y las derivaciones electroencefalográficas que fueron anormales en la PA delta y la PA de la frecuencia 3.90 Hz, sin y con la sustracción del FEG, en el montaje de voltaje. A ambos lados aparecen los mapas Z del paciente, correspondientes a las PAs mencionadas, sin (mapas superiores) y con (mapas inferiores) la sustracción del FEG. Tomando como referencia el cuadro del área central e inferior de la figura, puede notarse que, tanto en la banda ancha como en la banda estrecha, existió la misma concordancia entre las derivaciones del EEG y las “radiológicas”, es decir, las mismas derivaciones fueron anormales “eléctricamente” tanto con la banda ancha como con la banda estrecha: Fp1, Fp2, F8 y T4.

Otro ejemplo sobre la importancia de realizar la sustracción del FEG, tanto en las PAs de la banda ancha como en las de la banda estrecha, es el caso HJT12 (Figura 6). Se trata de un paciente portador de un astrocitoma anaplásico temporo-parietal izquierdo. En la parte A de la Figura 6 se muestra un segmento del EEG del paciente donde se distinguen dos tipos

principales de alteraciones: 1) la presencia de actividad delta-theta (3.5- 4.4 Hz) en las derivaciones occipitales y en la derivación parietal izquierda; 2) una asimetría de amplitud entre las regiones temporales posteriores (depresión de la actividad eléctrica en T5 y actividad alfa en T6). En la parte B de esta figura (área central superior) se muestra un corte axial (T1), con contraste paramagnético, de la imagen por RM del paciente donde se aprecia un área expansiva, a predominio temporal profundo con extensión subcortical, en la que se observa un componente quístico predominante, con zonas nodulares y de incremento de intensidad de señales, en los territorios temporal posterior y occipital anterior del lado izquierdo. Hay colapso parcial del ventrículo lateral izquierdo así como dilatación y desplazamiento posterointerno del asta occipital de dicho ventrículo.

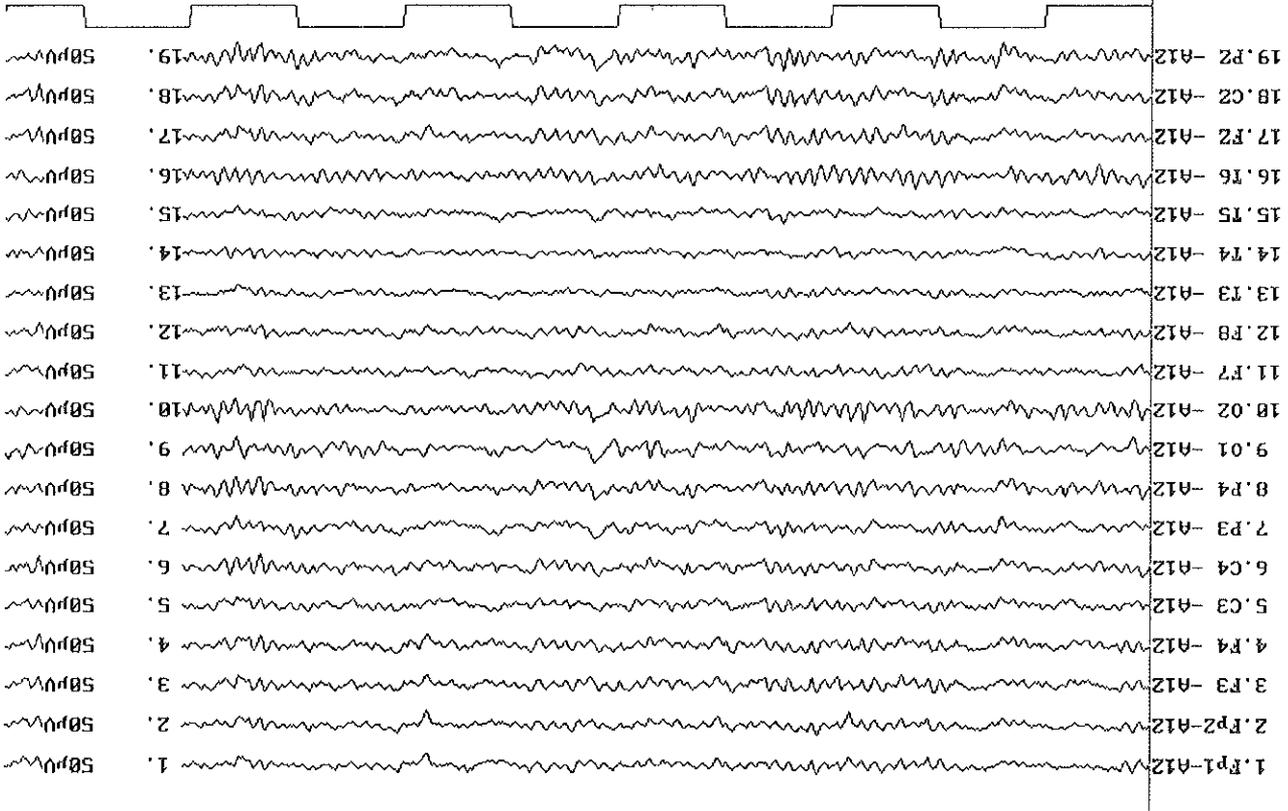
Al igual que en las figuras anteriores, en la parte central e inferior se observa un cuadro cuyas columnas representan las derivaciones afectadas, según el criterio radiológico y en sus filas aparecen las variables electroencefalográficas que en este caso fueron las PAs de la banda delta (PAD), de la frecuencia 1.56 Hz, de la banda alfa (PAA) y de la frecuencia 9.37 Hz, calculadas sin (s) la sustracción del FEG, en los montajes Laplaciano (LAP.) y voltaje (VOL.). En este caso llama la atención que en ninguna celda aparecen los asteriscos (*) que señalan la concordancia entre derivaciones radiológicas afectadas y derivaciones electroencefalográficas anormales, es decir, que todas las celdas están vacías porque ninguna de las derivaciones radiológicas fue anormal desde el punto de vista eléctrico en las PAs sin la sustracción del FEG. A la izquierda se encuentran los mapas Z correspondientes al montaje Laplaciano y a la derecha los del voltaje de las medidas referidas.

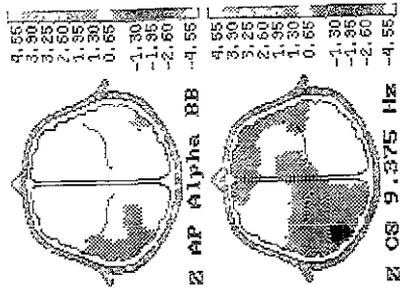
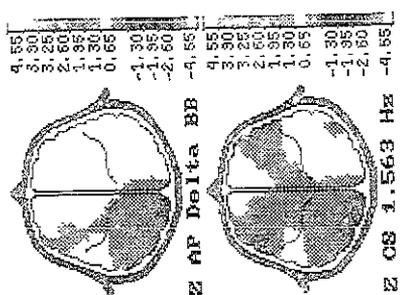
FIGURA 6. Paciente HJT12, masculino, de 49 años, portador de un astrocitoma anaplásico temporo-parietal izquierdo. A) Se muestra un segmento del EEG (montaje referencial) obtenido en vigilia, reposo y con los ojos cerrados. B) En la parte central y superior de la figura aparece un corte axial (T1), con 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 las PAs de la banda delta (PAD), de la frecuencia 1.56 Hz, de la banda alfa (PAA) y de la frecuencia 9.37 Hz, calculadas sin (s) la sustracción del FEG, en los montajes Laplaciano (LAP.) y voltaje (VOL.). Como en las figuras anteriores, si hubieran existido derivaciones anormales en las diferentes PAs, éstas serían señaladas con un asterisco (*) pero en este caso todas las celdas están vacías porque ninguna de las derivaciones radiológicas fue significativa desde el punto de vista eléctrico. A la izquierda se encuentran los mapas Z correspondientes al montaje Laplaciano y a la derecha los del voltaje de las medidas referidas. C) Esta parte es igual a la B en relación a los elementos que la conforman pero en este caso las PAs fueron calculadas con (c) la sustracción del FEG. En el cuadro del área central inferior se señalan, con un asterisco (*), las derivaciones que fueron anormales en las PAs estudiadas. Ver el texto para mayor explicación.

00:11:53.00
CURRENT TIME

FIGURA 6. A

State
A: eyes closed





VOLTAJE SIN

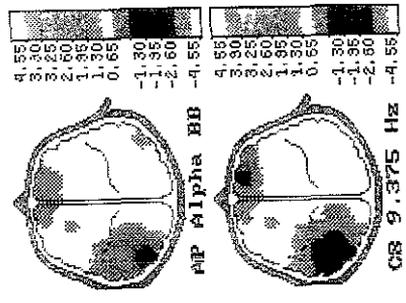
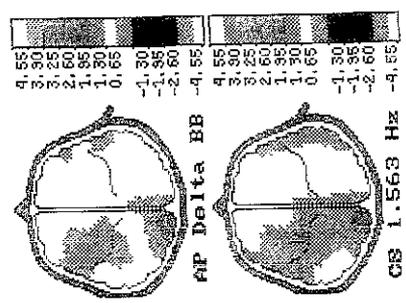


DERIVACIONES RADIOLOGICAS

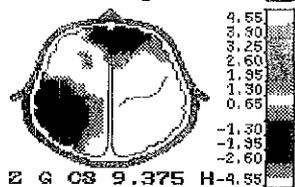
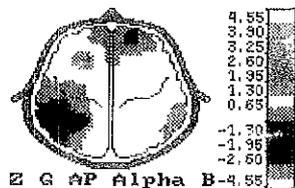
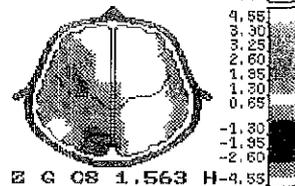
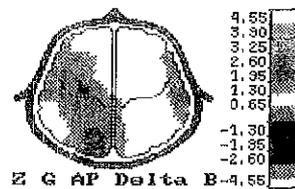
LAP. P3 O1 T3 T5 CZ

- PADS 1.56s
- PAAs 9.37s
- VOL
- PADS 1.56s
- PAAs 9.37s

FIGURA 6. B



LAPLACIANO SIN

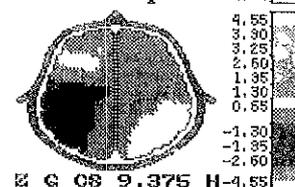
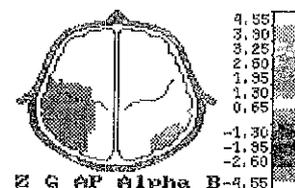
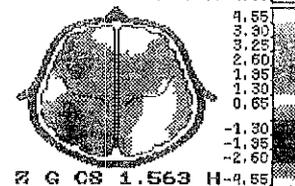
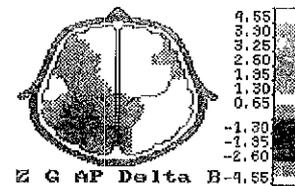


LAPLACIANO CON



DERIVACIONES RADIOLOGICAS

	LAP	P3	O1	T3	T5	CZ
PADc						
1.56c	*					
PAAc				*		
9.37c				*		
VOL						
PADc	*					
1.56c	*					
PAAc						
9.37c						



VOLTAJE CON

FIGURA 6. C

La parte C de la **Figura 6** es igual a la B en relación a los elementos que la conforman pero en este caso las PAs fueron calculadas con (c) la sustracción del FEG. En el cuadro del área central inferior se señalan, con un asterisco (*), las derivaciones que fueron anormales en las PAs estudiadas. Tanto en los mapas Z como en el cuadro del área central inferior puede notarse que en la PA delta sólo fue anormal “eléctricamente” la derivación O1 y en el montaje de voltaje. Sin embargo, esta derivación resultó ser anormal en los dos montajes con la PA de la frecuencia 1.56 Hz La depresión de la actividad eléctrica observada en la derivación T5 se expresó a través de una disminución anormal de la PA alfa y de la PA de la frecuencia 9.37 Hz pero sólo en el montaje Laplaciano. En este caso se puso de manifiesto la importancia de realizar la sustracción del FEG, tanto en las PAs de la banda ancha como en las de la banda estrecha.

DISCUSIÓN

Teniendo en cuenta que el criterio de la verdad para comparar el “poder localizador” de la PA (sin y con la sustracción del FEG), tanto en la banda ancha como en la estrecha, 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 que 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 las PAs de la banda ancha y de la banda estrecha, 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 hecho de haber realizado el cálculo de los VP teniendo en cuenta a las derivaciones y no a los pacientes se ve apoyado por el hallazgo de que algunas derivaciones estuvieron “afectadas”, desde el punto de vista radiológico, en el 40-55 % de los pacientes mientras que sólo en el caso HJT11 se apreció un 45 % de derivaciones “anormales”. Además, como en cada paciente la zona lesionada se encontraba en lugares diferentes, una forma de resumir y obtener a partir de una muestra cómo se comportaba 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 primer objetivo de este trabajo era evaluar el grado de coincidencia de la precisión diagnóstica de los parámetros de las PAs (banda ancha), 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 sustracción del FEG, del montaje Laplaciano, fue el de mayor coincidencia con las “derivaciones radiológicas”.

En los dos montajes, la PA delta con 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.

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 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 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 también el grado de coincidencia de la precisión diagnóstica de los parámetros de las PAs de la banda estrecha, obtenidos sin y con la sustracción del FEG, utilizando como criterio de la verdad la lesión evidenciada por la RM. En los Cuadros 6 y 7 se pudo apreciar que, en general, los porcentajes de VP en las distintas PAs fueron mayores con la sustracción del FEG que sin hacerlo, en cada una de las frecuencias y montajes estudiados, siendo los valores medios de los porcentajes mayores en el montaje de voltaje que en el Laplaciano. En ambos montajes las frecuencias dentro del rango de la banda delta con la sustracción el FEG fueron las que mostraron mayores porcentajes de VP.

Por otra parte, el análisis estadístico realizado puso de manifiesto que, en el montaje Laplaciano, las diferencias significativas entre las proporciones de VP de las diferentes frecuencias, sin y con la sustracción del FEG, se concentraron en el rango de las bandas lentas mientras que en el montaje de voltaje existió un mayor número de frecuencias con diferencias significativas entre las proporciones de VP sin y con la sustracción del FEG. En ambos montajes la proporción mayor de VP fue cuando se llevó a cabo la sustracción del FEG, pero evidentemente, en el montaje de voltaje las diferencias significativas entre las

proporciones de VP sin y con sustracción, abarcó un mayor número de frecuencias. El caso HJT03 (Figura 4), portador de un glioblastoma multiforme en la fosa temporal derecha es un ejemplo, en la banda estrecha, de cómo los mapas Z con la sustracción del FEG, en el montaje de voltaje, fueron los de mayor coincidencia con las “derivaciones radiológicas”.

Otro de los objetivos de este trabajo, una vez comprobado cuál de los métodos, las PAs sin o con la sustracción del FEG, tenía mayor coincidencia con las lesiones presentes en la RM, tanto en las PAs de la banda ancha como en las PAs de la banda estrecha, era importante conocer si una de las bandas superaba a la otra en la concordancia con la topografía de las lesiones. Con este objetivo se compararon las proporciones de VP observadas a través de las distintas derivaciones en la banda ancha con las proporciones de VP de las PAs correspondientes a las “mejores frecuencias” de la banda estrecha, con la sustracción del FEG en ambos casos. Los resultados de esta comparación pusieron de manifiesto que, en lo que a las bandas lentas se refiere, en los dos montajes la banda ancha mostró mayores porcentajes de VP que la banda estrecha, es decir, tuvo mayor concordancia con las topografías de las lesiones. No ocurrió así con la banda alfa ya que en los dos montajes las frecuencias de la banda estrecha tuvieron mayores proporciones de VP que la PA de la banda ancha (Cuadro 8). Aunque esta fue la tendencia general de la muestra, existieron casos como el que aparece en la Figura 5 donde la PA de la banda delta y la PA de la frecuencia 3.90 Hz, con la sustracción del FEG, tuvieron el mismo grado de concordancia con las derivaciones radiológicas.

Szava y cols. (1994) abordaron esta comparación de forma similar pero usando los valores Z supremos y Z ínfimos, en las bandas ancha y estrecha, en lugar de las desviaciones

estándar tradicionales. Las frecuencias óptimas de la banda estrecha encontradas por Szava y cols. (1994) en el grupo de los tumores cerebrales fueron: 1.56 Hz, 7.7 Hz y 10.9 Hz. Dichos autores notaron que el acierto diagnóstico de la frecuencia 1.56 Hz fue ligeramente superior a la PA delta, que en el rango theta ocurrió lo contrario y que, en el caso del rango alfa, la frecuencia 10.9 Hz tuvo evidentemente mayor precisión diagnóstica que la PA de la banda alfa.

Nuestros resultados no coinciden en su totalidad con los de Szava y cols. (1994) pero ello pudiera deberse a las siguientes razones: 1) estos autores usaron para la comparación entre las PAs de la banda ancha y las “mejores frecuencias” de la banda estrecha los valores Z supremos y Z ínfimos en lugar de las desviaciones estándar tradicionales; 2) no llevaron a cabo una comparación directa entre las PAs y la localización de la lesión obtenida a través de un método imagenológico y 3) es probable que el gran tamaño de las lesiones tumorales que tenían los pacientes de nuestra muestra haya influido en que las PAs de la banda ancha (delta y theta) tuvieran mayores proporciones de VP que las “mejores frecuencias” correspondientes de la banda estrecha. No obstante, tanto en los resultados de Szava y cols. (1994) como en los de esta investigación, las “mejores frecuencias” dentro del rango alfa tuvieron un mayor acierto diagnóstico que la PA de la banda alfa, especialmente en el montaje de voltaje que fue el único que utilizaron Szava y cols. (1994). Esto aboga a favor de la necesidad de realizar el análisis de banda estrecha en el rango alfa para lograr una mejor concordancia con las topografías de las lesiones.

Vale la pena analizar también cuánto puede aportar la sustracción del FEG en aquellos enfermos 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 son evidentes por un método pueden ser detectadas por el otro. Sin embargo, Como prueba de ello, el análisis del caso HJT12 (Figura 6) señala cuan importante puede ser la sustracción del FEG en las PAs de las bandas ancha y estrecha así como el uso de los dos montajes: Laplaciano y voltaje. En este paciente las PAs delta y alfa, sin la sustracción del FEG, no reflejaron las anomalías presentes en el EEG: actividad delta-theta en la derivación P3,O1y O2 y depresión de la actividad eléctrica cerebral en T5 (Figura 6.B).

Cuando en este paciente se aplicó la sustracción del FEG a la PA delta, se observó que sólo la derivación O1 fue anormal en el montaje de voltaje. Lo mismo ocurrió con la sustracción del FEG en la PA de la frecuencia 1.56 Hz pero también fue anormal en el montaje Laplaciano en el que la PA de la banda delta no fue significativa. Además, la depresión de la actividad eléctrica cerebral en T5 sólo se expresó a través de valores anormales (disminuciones) de la PA en el rango alfa, tanto para la banda ancha como para la estrecha, exclusivamente en el Laplaciano (Figura 6.C).

De lo referido hasta este momento puede concluirse que debe realizarse la sustracción del FEG en las PAs, tanto de la banda ancha como de la banda estrecha, si se quiere lograr una mejor localización de las alteraciones del EEG producidas por los tumores cerebrales. Sin embargo, si se tiene en mente que en la banda estrecha ocurrió lo mismo que en la banda ancha con relación a que existieron más derivaciones significativas con valores Z

anormales que derivaciones en las que ambos radiólogos coincidieron en que podían estar afectadas por la lesión, 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?

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. El caso del paciente HJT03 (Figura 4) ilustra este punto de vista ya que las derivaciones Fp2 y P4 no formaron parte de las “derivaciones radiológicas” y, sin embargo, tanto en el EEG como en las PAs de las frecuencias 2.34 Hz y 3.12 Hz con la sustracción del FEG, se aprecia que fueron “eléctricamente” anormales.

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 y estrecha 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)

observaron que las alteraciones presentes en el EEG de un grupo de niños con Trastorno por Déficit de Atención fueron mucho más evidentes con la sustracción del FEG de las PAs que sin hacerlo.

CONCLUSIONES

1. Realizar la sustracción del FEG tanto en las PAs de la banda ancha como en las de la banda estrecha contribuye a lograr una mayor localización de las alteraciones del EEG producidas por los tumores cerebrales.
2. Las PAs delta y theta tuvieron una mejor concordancia con las topografías de las lesiones que las PAs de las “mejores frecuencias” de la banda estrecha correspondientes a estas bandas lentas.
3. Las PAs de las “mejores frecuencias” pertenecientes al rango alfa, en la banda estrecha, tuvieron mejor concordancia con las topografías de las lesiones que la PA de la banda alfa.
4. 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 y continuar esta aplicación en pacientes donde no existe un daño estructural demostrado.

BIBLIOGRAFÍA

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.

- Nic
Bal
GL
Net
GO
inte
Elec
HAJ
Law
HAI
con
20-2
HAF
activ
Gum
HAR
ROC
Inter
- 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, YÁNEZ 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.

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 Neuroscience*, 76: 267-278, 1994.

HIRSCH JF, BUISSON-FEREY J, SACHS M, HIRSCH JC, SCHERRER J: Electroencicogramme 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 analysis of the EEG in normal children and adolescents. En "Automatic assessment 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.