

APLICACION DE LA COMPUTADORA AL ANALISIS DE SEÑALES DEL SISTEMA NERVIOSO CENTRAL. I. ELECTROENCEFALOGRAMA COMPACTADO: DESARROLLO DE UN ALGORITMO

*JOSÉ DE JESÚS JARAMILLO-MAGANA

**LUIS SÁNCHEZ SANDOVAL

***LUIS IGARTUA-GARCÍA

RESUMEN

Se describe el desarrollo de un algoritmo para el procesamiento de señales electroencefalográficas con el uso de una microcomputadora de 64 K, basada en el microprocesador 6502, una unidad de disco flexible, un convertidor analógico digital de 8 canales y un amplificador de EEG. El lenguaje utilizado fue Pascal V1.0, por las ventajas de una programación estructurada y las posibilidades de compilación. Se discute el procedimiento, las aplicaciones y los inconvenientes del sistema, y se compara con versiones en Basic V2.0. El presente algoritmo ofrece la posibilidad de procesar la señal electroencefalográfica y presentarla como EEG compactado.

Palabras clave: EEG, transformada de Fourier, transformada de Hartley, EEG compactado.

SUMMARY

The application of an algorithm for processing electroencephalographic signal is described. The system is based in a microcomputer 64 K read/write memory, a floppy disk drive an digital/analogical converter and an EEG amplifier (poligraph). We use Pascal V1.0 for its development and implementation for the possibilities of a good compilation and the advantages of a structured programming.

A comparasion of the procedure, implementation, characteristics and compatibilities of the system against the same version in Basic is presented.

The algorithm process the EEG signal and displices it in a compressed spectral array format.

Key words: EEG, Fast Fourier Transform, Fast Hartley Transform, compressed spectral array.

Los avances en la tecnología electrónica han eliminado muchas de las dificultades previamente encontradas en el registro e interpretación del electroencefalograma (EEG). Esto ha motivado un interés creciente en el monitoreo del EEG fuera de los confines del laboratorio diagnóstico. Anestesia, cirugía, trauma y Unidades de Cuidados Intensivos, son sitios importantes para la aplicación del monitoreo del EEG. El monitoreo del

EEG, proporciona un registro objetivo y permanente de lo adecuado de la conducción de la anestesia y proporciona información acerca de los incidentes y/o complicaciones. Sin embargo, la interpretación del EEG tradicional requiere la experiencia de un observador entrenado y la revisión de largos trozos de papel para valorarlo. Las técnicas de procesamiento de señales por medio de sistemas computarizados hacen posible que la señal proveniente del amplificador o poligrafo sean "arre-

*Médico Anestesiólogo.

**Investigador. Proyecto Neurociencias, ENEP Iztacala.

***Médico Jefe.

Trabajo realizado en el Departamento de Neuroanestesiología del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, S.S.

Recibido: 13 de julio de 1988. Aceptado: 10 de agosto de 1988.

Sobretiros: José de Jesús Jaramillo-Magana. Depto. de Neuroanestesiología. Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía. Insurgentes Sur 3877, C.P. 4440, México, D.F.

gladas" de manera que su observación e interpretación sean más rápidas y mucho más eficientes. Estas técnicas permiten mapear una función continua sobre el tiempo a una función compleja de frecuencias.

El presente trabajo describe el desarrollo de un algoritmo para el procesamiento de la señal electroencefalográfica en un arreglo tradicionalmente llamado electroencefalograma compactado (EEGC) o, compressed spectral array (CSA), de la literatura anglosajona.¹

Existen varios métodos de procesamiento del EEG, pero el más ampliamente utilizado es el análisis de frecuencia. Un EEG puede ser pensado como la suma de varias ondas simples semejantes a ondas sinusoidales de diferente frecuencia que producen o forman una onda compleja única (fig. 1). El análisis matemático de la

SUMA DE ONDAS PARA PRODUCIR UNA ONDA COMPLEJA

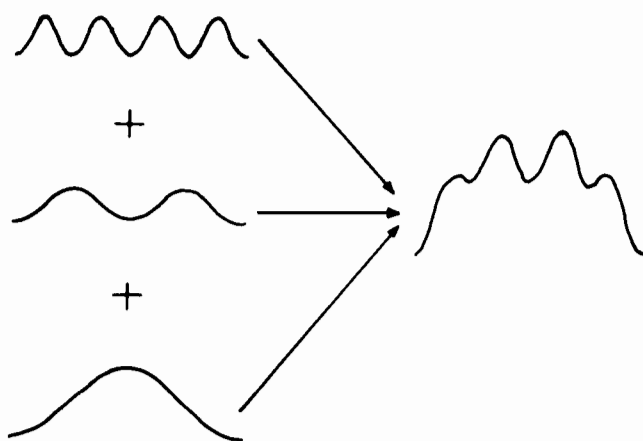


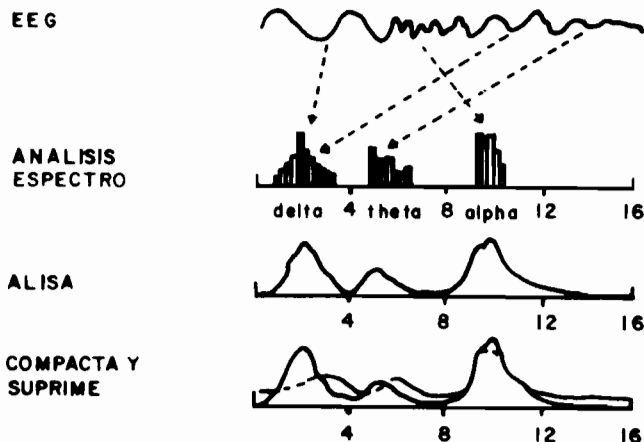
Figura 1. La suma de diferentes ondas sinusoidales con diferente amplitud y frecuencia forman o producen una onda compleja. Las Transformadas de Fourier y de Hartley, descomponen esta onda compleja en sus componentes originales.

frecuencia descompone la onda compleja del EEG en sus componentes más simples. El resultado del análisis de frecuencia es una lista de frecuencias y amplitudes de ondas que representan aquellas frecuencias que cuando se suman producen la señal original. Esta lista de frecuencias y amplitudes pueden ser representadas en una gráfica donde la frecuencia se grafica contra la amplitud (o potencia), denominada espectro de frecuencia o espectro de potencia. El algoritmo más popular para realizar este cómputo es la Transformadora Rápida de Fourier (TRF).²

Una vez que la señal del EEG ha sido procesada por la TRF, se grafica la frecuencia vs la distribución de la potencia respecto al tiempo, donde el espectro calculado secuencialmente es colocado inmediatamente por arriba del previamente calculado y así sucesivamente

(Fig. 2). Para evitar el cruzamiento de las líneas de la curva superior con la inferior, es necesario un algoritmo de graficación para que no dibuje las líneas que se cruzan, para de esta manera producir una gráfica pseudo tridimensional (Fig. 2). El rango de frecuencias analizado de esta manera, estará dentro del orden de frecuencias conocidas del EEG.

CALCULO DEL ESPECTRO DE FRECUENCIA



ADAPTADO DE BICKFORD 1972 (1)

Figura 2. La parte superior de la figura muestra el trazo original de EEG con frecuencias en el orden normal y patológico. La segunda fila muestra los resultados del análisis del espectro que separa las ondas de frecuencias anormales de las de frecuencia normal. Este espectro de poder es "alisado" en preparación para la graficación (ver texto).

DESCRIPCION DEL SISTEMA

Hardware:

El sistema está basado en una microcomputadora de 64 K de memoria de lectura escritura con 32768 bytes de BASIC RAM disponibles, basada en el microprocesador 6502, e intérprete BASIC V2.0, con procesador 6510, 1.2 MHz (reloj) una unidad de disco flexible basada en el microprocesador 6502 con 170 KB de almacenamiento, un monitor a color o TV casera y un convertidor analógico digital (CAD) de 8 canales con resolución de 8 bits 0 a 5 volts de entrada, conectado al puerto de expansión de la computadora. El sistema consta además de un polígrafo de 8 canales y una grabadora FM stereo de 8 canales donde es almacenada la señal que luego se digitalizará y almacenada en disco flexible hasta su procesamiento.

Una vez digitalizada, la señal puede graficarse en pantalla como EEG digitalizado (Fig. 3).

El CAD es conectado al puerto de expansión de la computadora y direccionado en el área reservada a expansiones futuras para entradas salidas, para cada uno de los canales que se quieran utilizar (canal 0 a 7).

Como la señal del EEG proveniente de la grabadora

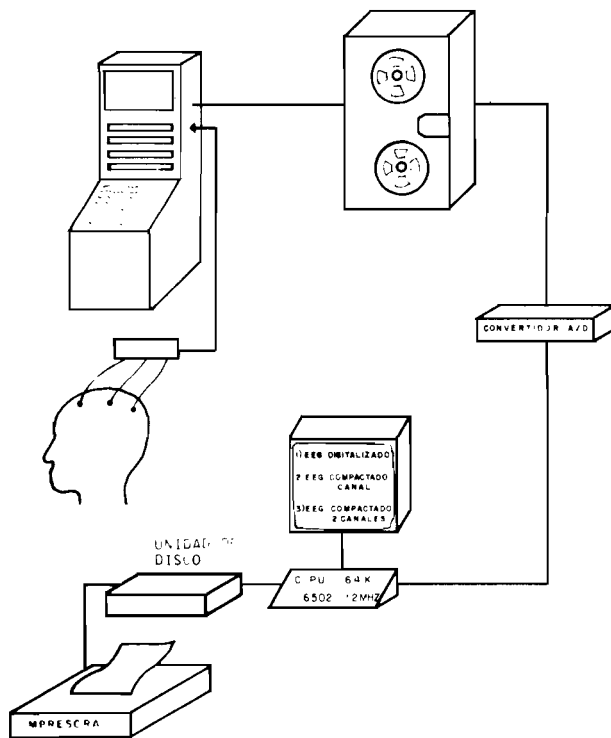


Figura 3. Requerimientos del sistema utilizado.

y polígrafo es analógica, tiene que ser digitalizada para que pueda ser procesada por la computadora. Este proceso de digitalización o captura de la señal queda limitada por la velocidad del reloj dentro de la computadora, de esta manera la velocidad de captura se puede implementar mediante programación (software).

Software:

El programa fue diseñado inicialmente en BASIC y se computó la señal con la transformada rápida de Fourier (TRF). La velocidad de cálculo del sistema utilizado (hardware), sin embargo, no fue la adecuada para el manejo de la información ni al mínimo de la señal capturada. Además de que las características de la TRF en su cómputo requieren mucha memoria, de tal manera que las variables utilizadas por el algoritmo la saturan; por lo que debe de trabajarse al mínimo de puntos requeridos para evitar un cálculo inadecuado de la señal.

Recientemente,³ se publicó un algoritmo que utiliza menos memoria que la TRF y que además tiene la ventaja de ser mucho más rápida. Dicho procedimiento se conoce como Transformada Rápida de Hartley (TRH), y la velocidad de procesamiento es significativamente mayor que la TRF. Por otro lado, debido a que el BASIC V2.0 de la computadora no ofrece las ventajas de una programación estructurada, y la compilación del programa en BASIC no reduce el tiempo de procesamiento, decidimos utilizar una versión de Pascal ya que ofrece las ventajas de una compilación avanzada.

Tanto la TRH como la TRF, mapean una señal continua en el tiempo como una función de la frecuencia. Sin embargo, ya que la TRH es una función real, solo se necesitan operaciones aritméticas únicas para computarla.³ Además de que el arreglo real de datos requiere sólo la mitad de la memoria que la TRF para el almacenamiento de los arreglos de datos complejos. Esto significa que la transformada de Hartley requiere menos memoria para un grupo de datos que la transformada de Fourier. De esta manera, la TRH es mucho más rápida y usa mucho menos memoria que la convencional TRF, en aquellas aplicaciones donde tengan que manejarse grandes cantidades de datos. Sin embargo, la descomposición de la fórmula de la TRH difiere de la TRF en un aspecto importante: los elementos multiplicados por los términos trigonométricos no son simétricos. Esta asimetría se hace aparente cuando se expresan las transformadas discretas en forma de operaciones de matrices (ver apéndice).

Como con el algoritmo de la TRF, el algoritmo de la TRH producirá una función de frecuencia errónea si el grupo de datos que van a ser transformados no se aproximan a cero a ambos lados de su rango. Esto puede reducirse al multiplicar el grupo de datos que serán transformados por una ventana adecuada, antes de computar la transformada.¹⁰ En este trabajo se utilizó la ventana Hamming ya que es fácil de calcular. Estas ventanas se han utilizado para procesar imágenes de satélites antes de usar la TRH para corregir los defectos de las imágenes en la óptica de las cámaras.¹

El algoritmo de la TRH (Fig. 4), calcula la TRH y su inversa llamando al procedimiento dos veces.

De acuerdo al teorema de Nyquist, la captura de la señal de EEG que va a ser analizada computada, debe de ser cuando menos al doble de la frecuencia esperada. Como la máxima frecuencia esperada en el EEG es de 32 Hz, el mínimo de puntos digitalizados para la señal capturada será 64. Nosotros escogimos una muestra de 128 puntos segundo para aumentar la resolución. Una vez capturada la señal se llama a un procedimiento que resta la media de cada punto capturado y se multiplica por la ventana para pasar al cómputo de la transformada rápida de Hartley, calcular el espectro de potencia y graficarlo en un monitor a color. La señal graficada puede ser de tres formas según el programa a escoger: 1) EEG digitalizado; 2) EEG compactado un canal; 3) EEG compactado dos canales (Fig. 5). Las últimas dos presentaciones en pantalla requieren el procedimiento de la TRH.

Finalmente, para graficar la señal computada por la TRH, se requiere un programa de graficación de la señal que oculte las líneas que se cruzan como se definió anteriormente.

Para demostrar que lo graficado en pantalla es real-

mente el EEG procesado por la TRH, mediante un generador electrónico de señales se tomó una onda de componentes sinusoidales conocidos y se pasó a través del algoritmo de TRH y se verificó que la frecuencia y el nivel de energía estuvieran dentro de los rangos conocidos; además, se capturaron señales producidas con el mismo generador de señales, de forma sinusoidal y voltaje determinado a frecuencias conocidas: 0.5; 1.0; 2.5; 10; 20 y 30 Hz.

El sistema se ejemplifica en su totalidad con el caso de un paciente sometido a Endarterectomía Carotídea derecha, antes, durante y después de la obliteración de la circulación carotídea.

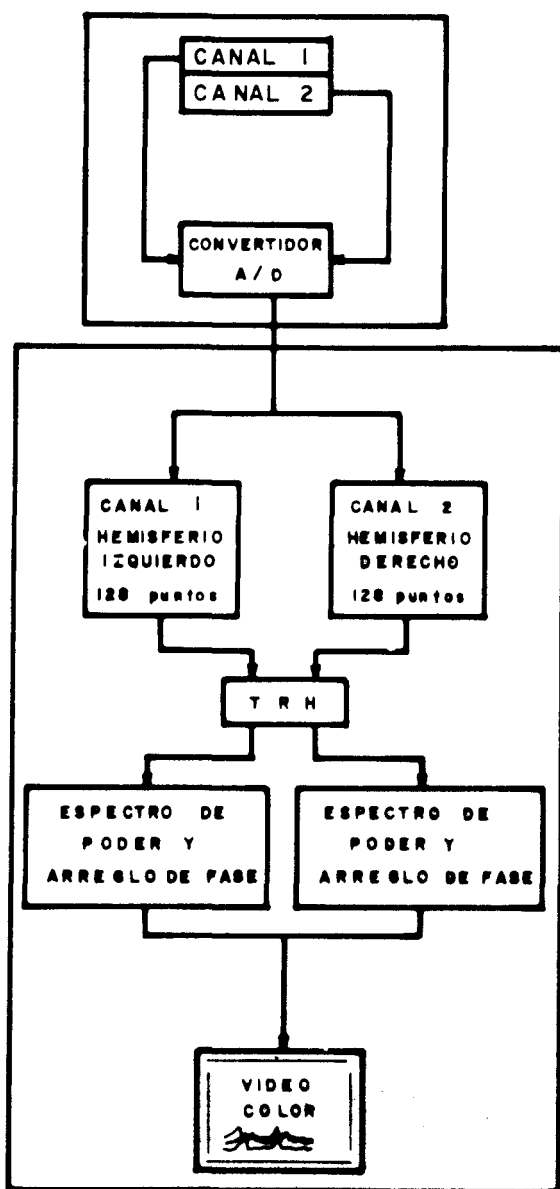


Figura 4. Diagrama de flujo del sistema utilizado. Representa la captura para dos canales y la Transformada Rápida de Hartley.

RESULTADOS

Como puede observarse en el Cuadro 1, la diferencia al utilizar el algoritmo en BASIC para TRF con el de TRH en Pascal, la velocidad de cómputo es muy superior con el segundo algoritmo. La figura 6 muestra la TRH de una onda de frecuencia y amplitud conocida para 0.5; 1.0; 2.5; 10; 20 y 30 Hz, y la figura 7, una señal a 20 Hz. El rango de frecuencia obtenido con este

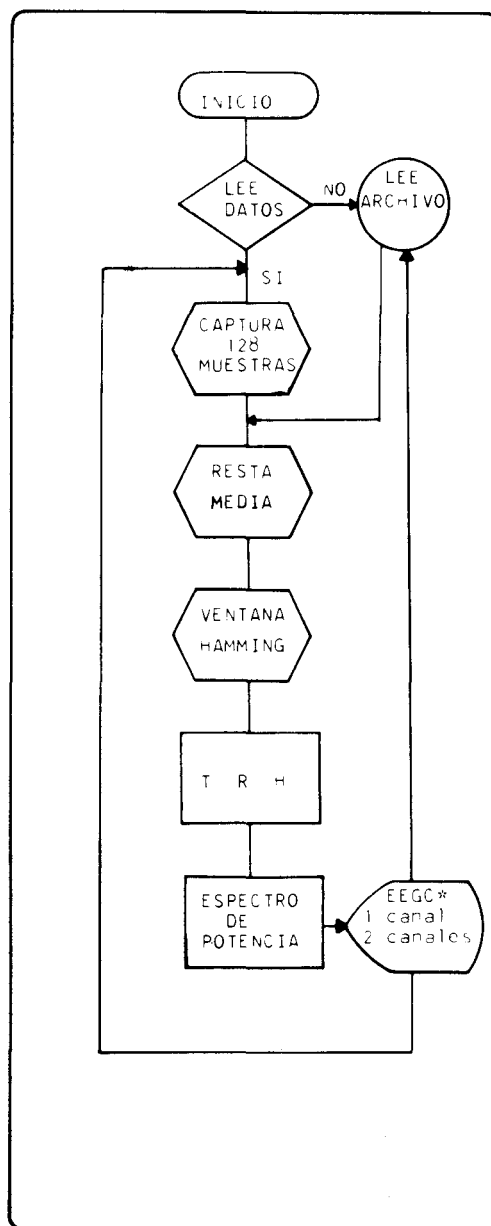


Figura 5. Diagrama de flujo del algoritmo implementado. Una vez iniciado, se pregunta si lee datos del convertidor analógico digital o lee archivo en disco flexible o de cinta magnética. Posteriormente captura 128 m seg., resta la media de cada punto y lo multiplica por la ventana. Se computa la TRH y se calcula el espectro de potencia para posteriormente graficarlo en un monitor a color. *EEGC: electroencefalograma compactado.

algoritmo va de 0 a 30 Hz, lo que abarca todo el rango de frecuencias del EEG: alfa, beta, delta y theta. Las figuras 8 y 9, son muestras de EEG compactado de un paciente de 35 años de edad, con historia de ataque cerebral isquémico transitorio a quien se le practicó endarterectomía carotídea derecha. En Basal se presenta

el EEG compactado del paciente anestesiado con Enflurano Fentanyl - O₂, al las 0:00 al momento de la obliteración de las arterias carótida primitiva y carótida interna y cada 5 minutos durante el tiempo de obliteración. Del lado izquierdo (F301), la frecuencia dominante está alrededor de 8 - 10 Hz, con espectro de poder más

CUADRO I
TIEMPO REQUERIDO PARA PROCESAR UNA SEÑAL DE EEG
CON BASIC V2.0 Y PASCAL OXFORD V1.0 EN SEGUNDOS

No. puntos	Basic	Basic comp*	Graficación sin comp.*	Total sin comp.	Total comp.
64	88	65	3	91	68
128	176	130	3	179	133

No. puntos	Pascal comp*	Graficación	Total
64	20	3	23
128	40	3	43

tiempo de captura = 1 segundo.

*versiones compiladas.

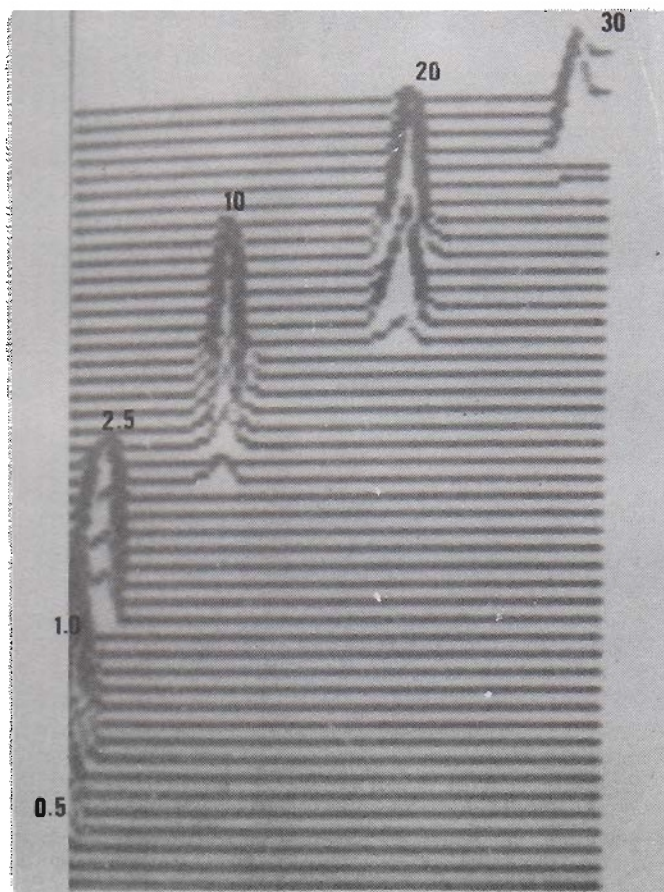


Figura 6. Espectro de poder de varias ondas sinusoidales de frecuencia y amplitud conocidas.

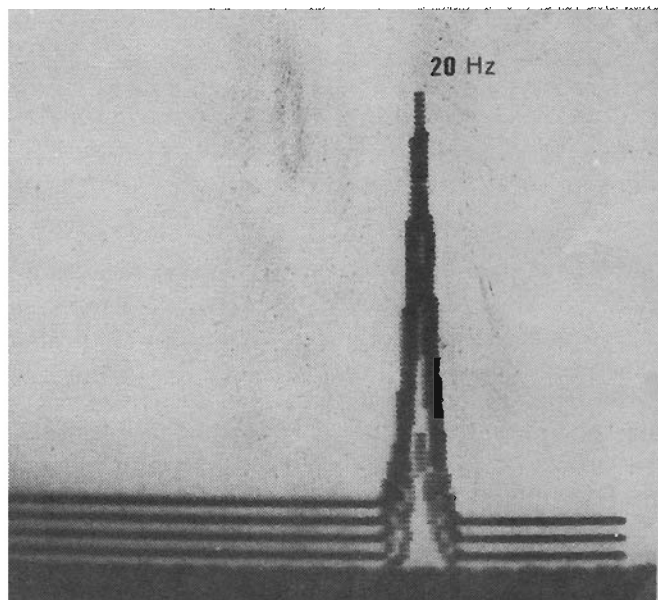


Figura 7. Espectro de poder de varias ondas sinusoidales a una frecuencia de 20 Hz.

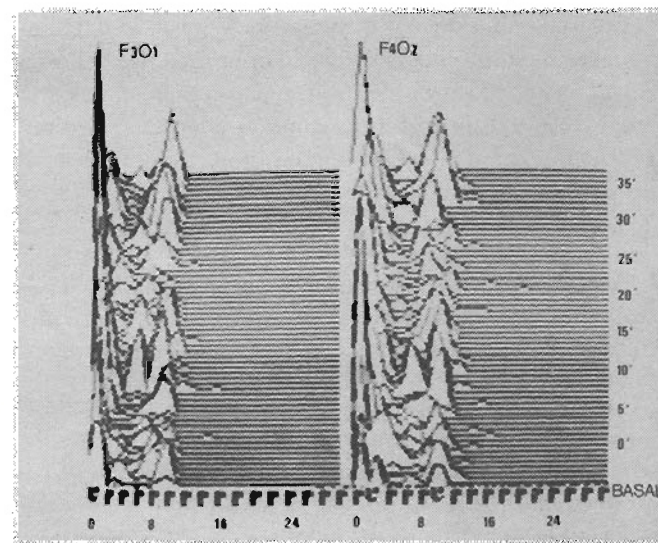


Figura 8: Electroencefalograma compactado de un paciente anestesiado durante un procedimiento de endarterectomía carotídea derecha. Se presentan dos canales correspondientes a Hemisferio derecho (F402) y Hemisferio izquierdo (F301). En el eje X, se presentan las frecuencias en Hz, y en el eje Y el tiempo en minutos. Al tiempo 0 se inicia el pinzamiento de la carótida derecha. A los 30-se retira la pinza de la carótida. Comparense las frecuencias y la potencia de ambos hemisferios.

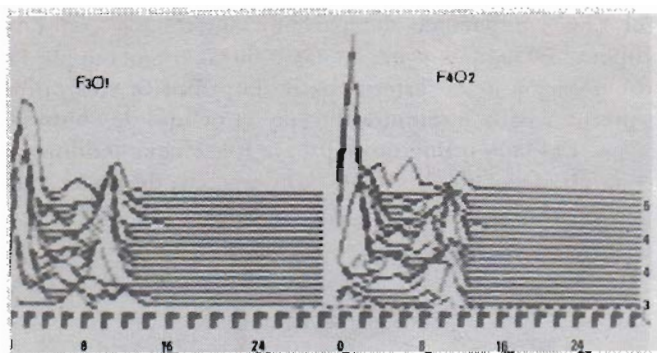


Figura 9. 20 minutos después de retirar la pinza de la carótida. Compárese con la figura 8. (Las figuras 6 a la 9, son tomadas directamente del monitor).

importante para frecuencias bajas, característico del fenómeno anestésico. Del lado derecho (F4O2), se conserva prácticamente igual, sin embargo al tiempo 0:00 puede observarse una desviación hacia la izquierda en el rango de frecuencias bajas que no se mantiene y que retorna prácticamente al valor basal. La figura 9, muestra el EEG compactado después de retirar la pinza de las carótidas y puede observarse después del tiempo 45:00 que prácticamente no existen diferencias entre las frecuencias observadas en el hemisferio izquierdo y el hemisferio derecho. En un análisis más detallado, el hemisferio izquierdo (F3O1), destaca que el rango de frecuencias está más desviado hacia las frecuencias bajas que el hemisferio comprometido. Esto puede ser debido a que el hemisferio izquierdo tuvo que compartir a través del polígono de Willis su circulación con el derecho. Una vez reestablecida la circulación normal del hemisferio derecho el rango de frecuencias prácticamente es igual en ambos hemisferios, como lo demuestra la figura 9. Un trabajo posterior señalará todas las implicaciones al respecto.

DISCUSION

Como ya había sido reportado,⁸ el algoritmo desarrollado tiene las ventajas de su aplicación al no requerir equipo sofisticado, ya que basta un amplificador preamplificador de EEG, un convertidor analógico digital y una computadora sencilla y barata. Los dos primeros pueden ser fácilmente contruados a partir de diseños que son del dominio público, o bien pueden utilizarse equipos de EEG diseñados para trabajar en cualquier laboratorio.

Las principales ventajas del EEG procesado, son que es fácilmente interpretado por quienes no están entrenados en electroencefalografía, además de que acentúa las tendencias en frecuencia y potencia del EEG que serían difíciles de observar en el EEG tradicional. El reconocimiento de las tendencias puede alertar al anestesiólogo para reconocer alteraciones cerebrales que pueden ser

totalmente reversibles que, de otra forma podrían ser totalmente irreversibles.⁹ EL uso regular de tal sistema, puede hacer que los clínicos se hagan familiares sobre su interpretación y, evitar interpretaciones erróneas o equivocadas durante la anestesia.¹⁰ De esta manera, aunque una línea isoelectrica de EEG prolongada no implica irreversibilidad, la evidencia de isquemia implica frecuentemente un peligro real e inmediato de dano tisular que debe ser valorado rápida y eficientemente.¹¹

El cuadro II resume las aplicaciones particularmente benéficas de este procedimiento. Sin embargo esta técnica, grafica el espectro de poder a manera de "rastreo", y debido a que la pantalla de graficación es una matriz bidimensional, la técnica requiere la graficación de dos parámetros en el mismo eje vertical. Esta limitación hace virtualmente imposible cuantificar apropiadamente la magnitud de un espectro de poder previamente seleccionado cuando este queda por detras de la graficación anterior.

CUADRO II APLICACIONES DEL EEG COMPACTADO

A) TIPO DE PACIENTES

- Traumatismos
- Cuadros hipertensivos
- Hipotension inducida.
- Hipotermia.
- Enfermedad cerebrovascular
- Enfermedad cardiovascular.
- Infarto del miocardio
- Hemorragia intraventricular
- Coma postquirúrgico

B) TIPO DE PROCEDIMIENTOS

- Bypass de arterias coronarias.
- Cirugía de corazón.
- Neurocirugía.
- Cirugía maxilofacial.
- Eclampsia.
- Coma barbitúrico.
- Angioplastias.
- Endarterectomia.
- Terapia endovascular.

C) PARAMETROS/INCIDENTES QUE PUEDEN SER OBSERVADOS

- Coma barbitúrico.
- Convulsiones.
- Isquemia unilateral.
- Isquemia bilateral.
- Profundidad anestésica.
- Isoelectricidad aparente.
- Supresión electroencefalografica.
- Titulación de drogas y farmacos.
- Estudios experimentales farmacológicos
- Estudios experimentales neurofisiológicos.
- Electrofisiología clínica.
- Otros.

Otra limitación del presente algoritmo es el tipo de máquina utilizada. A pesar de que la computación de la señal es relativamente rápida, 40 segundos entre una muestra y la siguiente, significa un proceso lento, ya que sólo se obtiene información de cada canal cada 40 segundos, es decir dos canales en 80 segundos. Es bien conocido que existen variaciones extraordinariamente rápidas: en individuos reactivos el cambio de frecuencias cuando abre y cierra los ojos, puede ser del orden de un segundo o menos. Desde este punto de vista, el presente algoritmo no presenta ninguna ventaja, excepto para ser utilizado en tiempo diferido. Según el teorema de Nyquist,⁷ el mínimo de puntos capturados, debe ser al menos del doble de la frecuencia esperada, es decir 64 puntos por segundo habrían de ser suficientes. Debido a que la TRH solo utiliza la mitad de los puntos para procesamiento de la señal a diferencia de la TRF, es necesario aumentar el número de puntos que serán computados. De ahí que hayamos tomado 128 puntos/seg., para aumentar la resolución, a costa de la velocidad de cálculo de la transformada.

Sin embargo, versiones futuras de este algoritmo, incluirán rutinas en ensamblador para aumentar la velocidad de cómputo de la señal. No obstante, la velocidad de cómputo de la señal para la máquina que utilizamos dependerá del reloj del microprocesador (1.2 MHz). Las versiones comerciales de un algoritmo semejante, utilizan máquinas con procesadores alrededor de 10 a 20 MHz, además de un microprocesador de 16 o 32 bits, con una capacidad de almacenamiento hasta de 40 MB. Obviamente el costo y sofisticación del equipo son muy elevados. Recientemente,^{7a} se reportó un sistema casero que corre en una IBM PC que prácticamente puede utilizarse en línea, pero sólo selecciona frecuencias entre 4 y 20 Hz, lo que deja fuera frecuencias abajo de 4 Hz y arriba de 20 Hz, en un arreglo que no es el ni mucho menos representativo. Sin embargo, tiene la ventaja de modificar tanto el Hardware como el Software para adaptarlo a las necesidades de cada investigador.

Desgraciadamente la máquina con la que se desarrolló el presente algoritmo, queda limitada además por su capacidad de memoria (64 K). No obstante, abre la posibilidad de una futura línea de investigación en el complicado proceso de señales biológicas. Un paso adelante en el desarrollo del presente algoritmo será la posibilidad de computar TRF o TRH en una matriz bidimensional que permita mapear la actividad cerebral de una

señal proveniente de 16 canales de EEG y medir varianza y coherencia interhemisférica.

Por otro lado, es importante señalar que el sistema desarrollado e implementado por nosotros tiene un costo menor de los 500 dólares. Aunque está muy lejos de los equipos comerciales por las limitaciones ya señaladas, cuyo costo es superior a los 50,00 dólares, ofrece una verdadera opción para su uso en nuestro país y en el quirófano en la práctica clínica rutinaria. El sistema desarrollado por nosotros puede ya ser actualmente aplicado en la práctica clínica como en la observación e investigación experimental en animales.

APENDICE

La ecuación (1) muestra la forma analítica de la transformada de Hartley y la ecuación (2) su inversa:

$$H(f) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \text{cas}(2\pi ft) dt, \quad (1)$$

$$X(t) = \int_{-\infty}^{\infty} H(f) \text{cas}(2\pi ft) df, \quad (2)$$

$$\text{donde: cas}(2\pi ft) = \cos(2\pi ft) + \sin(2\pi ft) \quad (12).$$

Las ecuaciones (3) y (4), representan la forma analítica de la transformada rápida de Fourier y su inversa respectivamente:

$$F(f) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j2\pi ft} dt, \quad (3)$$

$$X(t) = \int_{-\infty}^{\infty} F(f) e^{j2\pi ft} df. \quad (4)$$

$$\text{donde: } e^{j2\pi ft} = \cos(2\pi ft) + j \sin(2\pi ft)$$

$$\text{y } e^{-j2\pi ft} = \cos(2\pi ft) - j \sin(2\pi ft)$$

conocidas como fórmulas de Euler.

Para calcular el espectro de poder directamente de la transformada de Hartley se usa la ecuación:

$$Ps(f) = (H[f]^2 + H[H - f]^2)/2$$

Ps = espectro de poder.

Ventana Hamming:

$$W(n) = 0.54 - 0.46 (\cos \pi [n + 0.5] / N)$$

donde: n = 0, 1, ..., i, N - 1.

REFERENCIAS

1. BICKFORD R G, BILLINGER T W, FLEMING N I, STEWART L E. *The compressed spectral array. A pictorial EEG*. Proc. San Diego Biomedical Symposium 1972; 11:365.
2. RAMPIL I J. *Fast Fourier transformation of EEG data*. (letter). JAMA 1984; 251:601.
3. O'NEILL M A. *Faster than fast Fourier*. Byte 1988; 13:293-300.
4. HARRIS F J. *On the use of windows for harmonic analysis with discrete Fourier transforms*. Proc IEEE 1978; 6:51.

5. NUTALL H H. *Some windows with very good sidelobe behaviour. IEEE transcripts of acoustic speech and signal processing. ASSP* 1980; 29:84.
6. STIGALL P, ZIEMER R E, HUDEL L. *A performance study of 16 bit microcomputer implemented FFT algorithms. IEEE micro*, p 61; november 1982.
7. CIARCIA S. *Computers on the brain. Part 2. Making sense out of the data. Byte* 1988; 13:289-296.
- 7^a. CIARCIA S. *Computers on the brain. Part 1* Byte 1988; 13:273-285.
8. SANCHEZ L, JARAMILLO J, IGARTUA L. *Electroencefalograma compactado: Desarrollo y aplicación de un algoritmo. Memorias del XXXI Congreso Nacional de Ciencias Fisiológicas. Universidad Autónoma de Querétaro. Sociedad Mexicana de Ciencias Fisiológicas. C33. Agosto 1988.*
9. MIERS R R, STOCKARD J J, SAIDMAN L J. *Monitoring of cerebral perfusion during anesthesia by time compressed Fourier analysis of the electroencephalogram. Stroke* 1977; 8:331-337.
10. BLOCK F E. *Do we monitor enough? We don't monitor enough. J Clin Monit* 1986; 2:267-269.
11. LEVY W J. *Intraoperative EEG patterns: implications for EEG monitoring. Anesthesiology* 1984; 60:430-434.
12. HARTLEY R V L. *A more symmetrical Fourier analysis applied to transmission problems. Proc IRE* 1942; 30:144.