



## Análisis de señales en el neuromonitoreo

Josefina Gutiérrez\*

\* Instituto Politécnico Nacional.

Unidad Profesional Interdisciplinaria de  
Ingeniería y Tecnologías Avanzadas  
Av. IPN No. Col, Laguna Ticomán,  
México, D.F. C.P.  
Tel. Fax (52) 55068917,  
E-mail: josefina\_gutierrez@hotmail.com

Artículo recibido: 19/marzo/2001  
Artículo aceptado: 20/junio/2001

### RESUMEN

Los avances tecnológicos de hoy en día, han permitido el surgimiento de nuevos procedimientos neuroquirúrgicos que en el pasado eran imposibles de realizar. El monitoreo transoperatorio funcional del paciente, ha crecido considerablemente debido a los nuevos descubrimientos en el área electrónica y de los algoritmos computacionales. Por otro lado, el registro electrofisiológico de la actividad eléctrica cerebral, se ha convertido en una de las herramientas esenciales para realizar neurocirugías y procedimientos anestésicos de vanguardia. La electroencefalografía es una señal particularmente útil para vigilar y evaluar el estado funcional cerebral del paciente durante el transoperatorio. Esta técnica se aplica en varios estudios clínicos como la valoración de la profundidad anestésica, la prevención de daño cerebral durante los procedimientos de terapia endovascular, así como la detección de áreas elocuentes, en aquellos pacientes con epilepsia intratable y que son sometidos a la resección de focos epileptógenos. Actualmente existen varios métodos de análisis de señales que se aplican para extraer información de las señales fisiológicas. Entre ellos podemos mencionar el análisis espectral, los métodos de correlación, extracción de características temporales en las series de tiempo, las Distribuciones Tiempo Frecuencia, el análisis multiresolución o las técnicas de interpolación para mapear la actividad eléctrica de diferentes zonas cerebrales. En este artículo se revisan algunas de las técnicas de procesamiento más frecuentemente aplicadas a las señales electroencefalográficas para el análisis en línea o monitoreo.

### Palabras clave:

Análisis de Fourier, Electroencefalografía, Electroencefalografía, Profundidad anestésica, Borde espectral, Análisis multiresolución, Distribución tiempo-frecuencia, Transformada wavelet.

### ABSTRACT

In recent years, technological advances have allowed to improve procedures in neurological field. Functional monitoring research has grown considerably because of the new hardware and software possibilities towards on line computerization in the operating room. The main approach to improve neuro surgical and anaesthetic procedures is neurophysiological monitoring, research in this field is mainly concerned with electroencephalogram (EEG) analysis. Recording the EEG signal is particularly helpful to measure the functioning of the central nervous system and assess anaesthetic depth during surgical procedures, or to prevent neurological da-

mage in endovascular embolization or to detect epileptic foci whether a patient with intractable epilepsy is undergoing a surgical resection. Today, there exist some effective signal processing algorithms applying in neurophysiological signals. We can mention spectral analysis, correlation methods, temporal characteristics, Time-Frequency Distributions, topographic brain mapping by interpolation techniques, or multiresolution analysis using wavelet transform. The main subject in this report is reviews some of the most powerful and effective algorithms used in the signal processing to get on line electroencephalogram signal analysis.

**Key words:**

Fourier Analysis, Time Frequency Distributions, Anaesthetic Depth, Wavelet Transform, Spectral Edge, Multiresolution Analysis, Electroencephalogram.

## INTRODUCCIÓN

El neuromonitoreo es la observación continua o intermitente de ciertas funciones del sistema nervioso para detectar cambios espontáneos o inducidos en las condiciones del paciente<sup>1</sup>.

En centros neuroquirúrgicos de alto nivel se emplea el monitoreo cerebral transoperatorio de manera rutinaria para registrar, analizar e interpretar los cambios eléctricos cerebrales ocurridos durante procedimientos neuroanestésicos y neuroquirúrgicos para vigilar el estado del paciente, así como para ayudar al cirujano en la selección de los límites de resección o biopsia de alteraciones patológicas estructurales o funcionales.

El registro electroencefalográfico (EEG) es una señal que representa el estado funcional del cerebro al detectar con alto grado de sensibilidad cambios eléctricos debidos a la oxigenación y/o perfusión cerebral, la presencia de actividad paroxística cortical, la acción de anestésicos y otras drogas, así como cambios por manipulación mecánica del tejido cerebral. Como resultado de esto, se ha demostrado que los patrones de EEG se modifican a ciertas variables bioquímicas, metabólicas, circulatorias, hormonales, neuroeléctricas y conductuales<sup>1</sup>.

Existen diferentes modalidades de registro EEG, el de superficie, la señal cortical y los registros de profundidad. Con cada uno de ellos se obtiene diferente información conduciendo a diversas aplicaciones.

En las siguientes secciones se presentan algunas aplicaciones clínicas al utilizar del análisis de Fourier clásico. Entre ellas podemos mencionar, el Arreglo Espectral Compactado, el Borde Espectral y el Mapeo Cerebral. Posteriormente se dará una

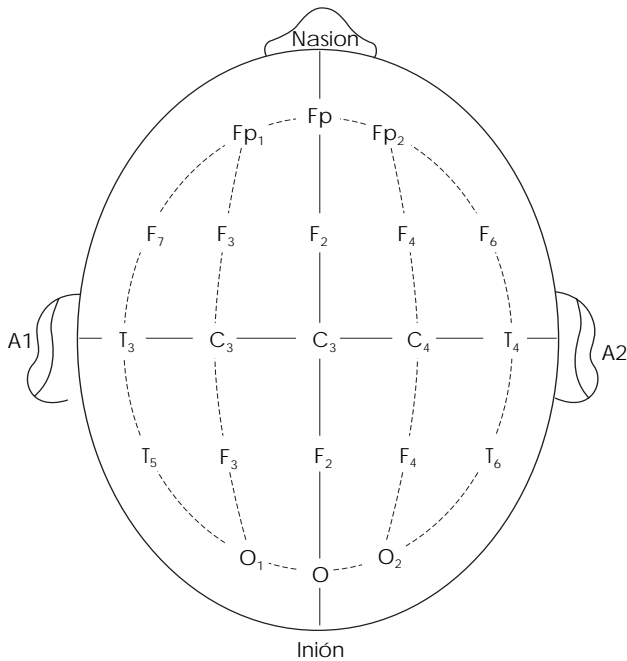
breve explicación acerca de otros métodos de procesamiento, como las Distribuciones Tiempo-Frecuencia o la Transformada Wavelet. Estas técnicas son especialmente útiles cuando no es posible considerar la señal EEG como estacionaria, como es el caso de los eventos que surgen durante la inducción anestésica o los transitorios que aparecen durante los eventos epilépticos.

## LA ELECTROENCEFALOGRAFÍA DE SUPERFICIE

La técnica de EEG de superficie se basa en colocar electrodos de superficie sobre el cuero cabelludo según las posiciones y mediciones establecidas de acuerdo al Sistema Internacional 10-20<sup>2</sup>, desde los puntos Nasión, Inión y preauriculares izquierdo A1-derecho A2 como se muestra en la figura 1, manteniendo impedancias inter-electrodos menores a 10KW. Para EEG de superficie trans-operatorio, los electrodos se fijan al cuero cabelludo mediante un pegamento llamado colodión y con ello evitar el desprendimiento de los mismos durante el procedimiento quirúrgico.

Por convención internacional un estudio EEG de superficie debe constar de por lo menos 21 puntos de registro, para emitir un diagnóstico. Tomando en cuenta esta consideración es de vital importancia el aplicar técnicas de procesamiento de señales que permitan extraer del EEG información en forma condensada y rápida y objetiva, para que el especialista disminuya los tiempos de análisis, reduzca la subjetividad y tome decisiones en línea durante el procedimiento.

Desde los estudios de Hans Berger en 1929, se estableció como muy conveniente clasificar los patrones que forman la señal EEG de acuerdo al contenido espectral de sus componentes.

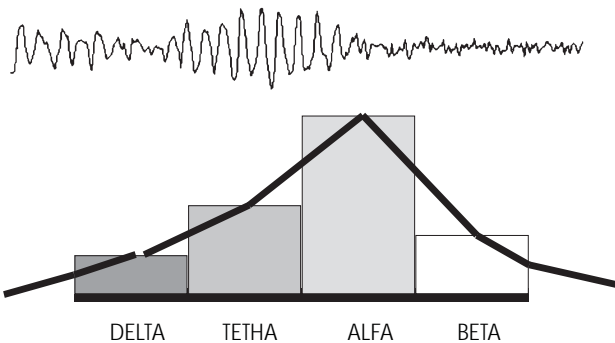


**Figura 1.** Relación interelectrodos de acuerdo al Sistema Internacional 10-20.

La actividad rítmica del cerebro en el sujeto sano está caracterizada principalmente por cuatro tipos de actividades o ritmos<sup>3</sup>, como se observa en la figura 2:

Onda Delta(d), rango de frecuencia de 0 a 4Hz, voltaje mayor a 50mV. Ondas presentes durante la fase III del sueño profundo en el adulto y en el lactante en estado de vigilia. Cuando se presentan en el adulto despierto indican lesión cerebral.

Onda Theta(t), rango de frecuencia de 4 a 8Hz, suelen ocurrir en niños y en los adultos en la fase I y II de sueño fisiológico y cuando se experimenta tensión emocional y fatiga.



**Figura 2.** Clasificación de las ondas rítmicas en el electroencefalograma.

Onda Alfa(a), rango de frecuencia de 8 a 12Hz con una amplitud entre 20-60mV. Se observa en los sujetos sanos si están despiertos y en reposo se bloquea con la apertura ocular y concentración.

Onda Beta(b), la frecuencia de estas ondas varía de 12 a 60Hz, voltaje menor a 35mV. Se presentan con la actividad intensa del sistema nervioso, es decir, durante los períodos de actividad sensorial y mental.

### LA TRANSFORMADA DE FOURIER

El EEG es una señal no estacionaria, en la cual se utiliza el análisis espectral clásico aplicando la Transformada de Fourier (TF) en el diagnóstico y monitoreo clínico, cuando los patrones de interés son estáticos.

La teoría de Fourier establece que una señal periódica  $f(t)$  puede ser representada como una suma de señales exponenciales de frecuencias definidas en  $w = \dots \pm 0, \pm w_0, \pm 2w_0, \dots$ , ver ecuación 1, formando un Espectro Discreto de Frecuencia con los componentes determinados por  $F_n$ , ecuación 2.

$$f(t) \approx \sum_{n=-\infty}^{\infty} F_n e^{jnw_0 t} \tag{1}$$

$$F_n = \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} f(t) e^{-jnw_0 t} dt \tag{2}$$

donde los componentes  $F_n$  representaran las ondas rítmicas de la señal EEG  $f(t)$ .

Existen varias estudios clínicos, que emplean la teoría de Fourier en la señal EEG, como son<sup>4</sup>, el arreglo espectral compactado y el borde espectral para determinar la tendencia de los patrones electroencefalográficos durante la administración de anestésicos, y el mapeo cerebral para el diagnóstico de condiciones patológicas cerebrales.

A continuación se presentan algunas aplicaciones clínicas, de diagnóstico y monitoreo, del análisis espectral clásico.

### ARREGLO ESPECTRAL COMPACTADO

Arreglo Espectral Compactado (AEC), es un formato gráfico de alto significado clínico, que permite condensar la información contenida en la señal EEG  $f(t)$ , cuantificar los datos y con ello disminuir la subjetividad. Este formato es muy útil especialmen-

te cuando la dinámica espectral es más importante que los patrones estáticos<sup>5</sup>.

El algoritmo del AEC consiste en:

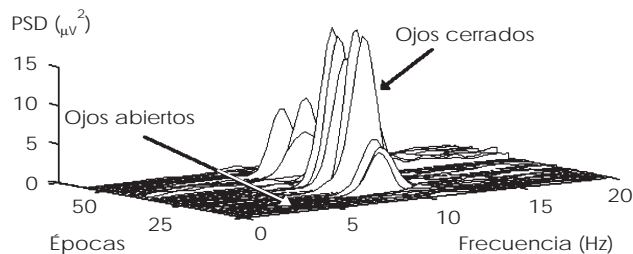
- Seleccionar épocas de la señal  $f(t)$ .
- Calcular los componentes de frecuencia  $F_n$ , a partir de la ecuación 2.
- Aplicar un filtro FIR no recursivo

$$y_n = \sum_{k=1}^M c_k F_{n-k} \quad (3)$$

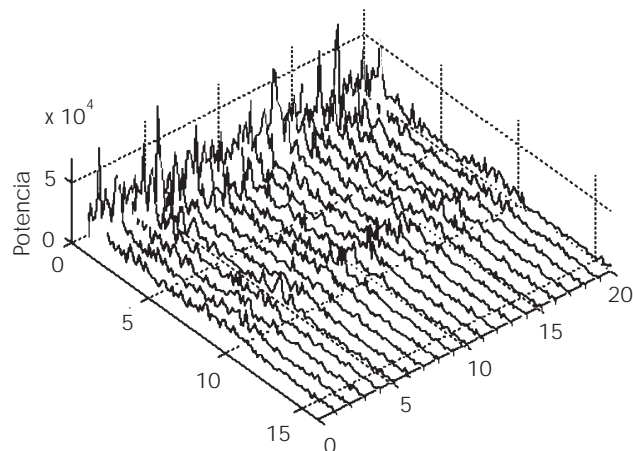
donde  $c_k$  son las constantes del filtro.

- Separar los componentes  $y_n$  en las bandas delta  $\delta$ , theta  $\tau$ , alfa  $\alpha$  y beta  $\beta$ .
- Codificar en colores las bandas.
- Aplicar el formato gráfico para ocultamiento de líneas, valles-montañas.

Se observa claramente en la representación AEC de la figura 3, la aparición de ondas alfa de alta potencia como respuesta a la relajación y cierre de ojos, y por lo contrario como disminuye drásticamente la actividad EEG a la apertura de ojos.



**Figura 3.** Arreglo Espectral Compactado de la señal EEG de un sujeto sano durante la reactividad del ritmo alfa.



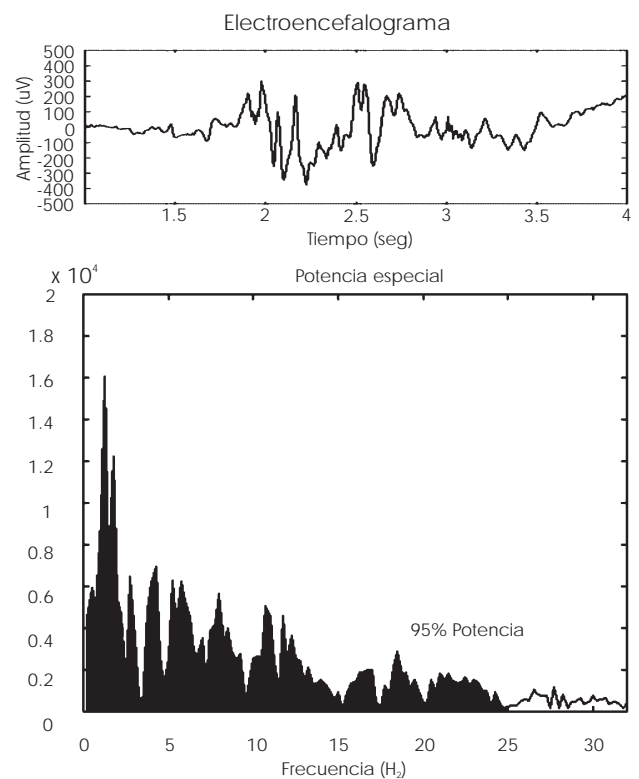
**Figura 4.** Arreglo Espectral Compactado durante el procedimiento quirúrgico endarterectomía.

Por otra parte, en la gráfica AEC de la figura 4 se muestran 60 épocas/ cada una de cuatro segundos de señal EEG transoperatoria de un paciente sometido a una cirugía denominada endarterectomía. Esta gráfica AEC indica la evolución espectral como respuesta cerebral a los efectos anestésicos, así como, al manejo quirúrgico.

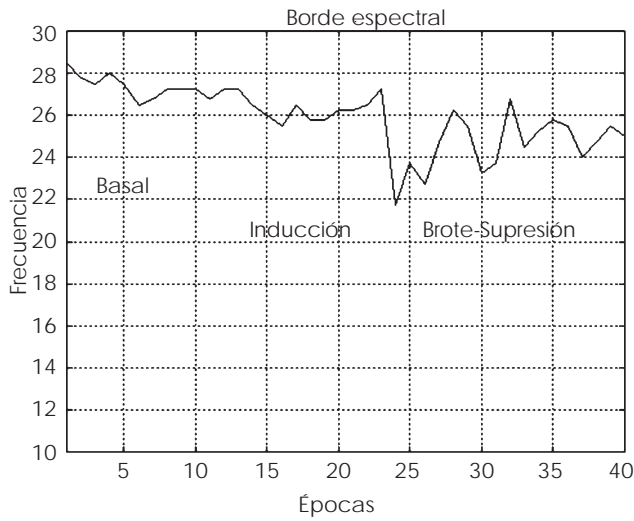
## EL BORDE ESPECTRAL

Como se ha dicho, los agentes anestésicos inducen cambios en el EEG que están relacionados con el grado de depresión del Sistema Nervioso Central. La valoración de estos cambios a través de algoritmos como el Borde Espectral han permitido determinar la profundidad anestésica durante los procedimientos quirúrgicos.

El borde espectral está definido como la frecuencia a la cual el 95% de la energía espectral ocurre<sup>4</sup>. En la figura 5.b se muestra la potencia espectral calculada a partir de la TF de la señal de la figura 5.a. El borde espectral de este espectro le corresponde una frecuencia de 25Hz.



**Figura 5. a)** En la parte superior, se indica Señal EEG de un evento anestésico, **b)** En la parte inferior, se muestra su Potencia Espectral.



**Figura 6.** Borde Espectral, a partir del EEG, durante un proceso anestésico.

Es posible correlacionar con el tiempo a cada frecuencia calculada, esto permite obtener una gráfica de tendencias para la valorar la evolución del estado funcional del paciente. En la figura 6 se muestra el borde espectral de 40 épocas de señal EEG de un paciente anestesiado.

MAPEO CEREBRAL DE SUPERFICIE

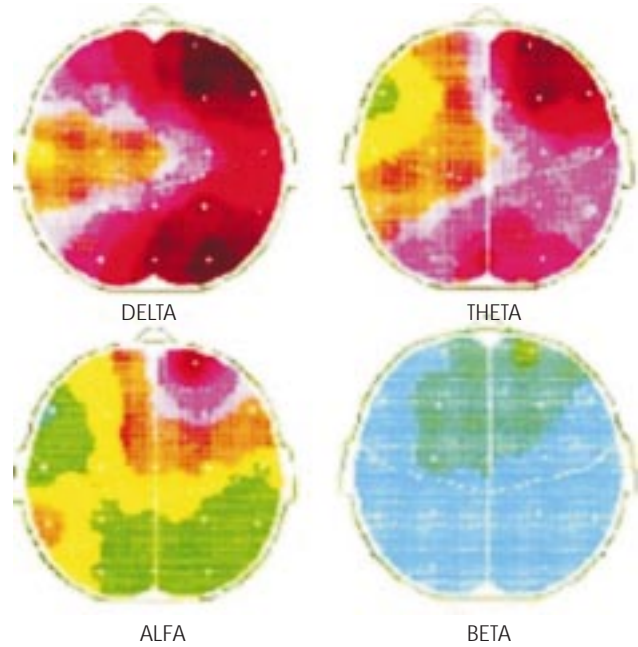
El mapeo topográfico de la actividad cerebral es un método que condensa la información espacio-temporal de los registros que se obtienen de las diferentes regiones del cerebro permitiendo así la localización espacial anatómo-funcional de fenómenos cerebrales de forma más amplia, sencilla y rápida comparada al análisis directo del EEG<sup>6</sup>.

Una vez adquirida la señal EEG  $f(t)$ , ésta es procesada mediante la técnica de Fourier ecuación 2, y separada su amplitud relativa espectral  $F_n$  en las cuatro bandas delta  $\delta$ , theta  $\tau$ , alfa  $\alpha$  y beta  $\beta$ .

$$v_{i,banda} = \sum_{n=A}^B F_n \tag{4}$$

donde  $v_{i,banda}$  representa el potencial al  $i$ ésimo electrodo del rango de frecuencias delimitado entre A y B para cada banda.

Posteriormente se construye un estimado espacial interelectrodos para cada banda, de la distribución total en plano o volumen de la actividad cerebral, por medio de técnicas de interpolación. En la ecuación 5 se indica uno de los métodos de interpolación más usados en el mapeo cerebral,



**Figura 7.** Mapeo cerebral bidimensional obtenido mediante el sistema comercial ATI, en el Instituto Nacional de Neurología.

la relación de interpolación a partir de la técnica de los  $k$  vecinos más cercanos al  $m$ ésimo orden<sup>7</sup>.

$$v(p) = \frac{\sum_{i=1}^k v(p_{i,banda}) d_i^{1-m}}{\sum_{i=1}^k d_i^{1-m}} \tag{5}$$

donde  $v(p)$  es el potencial al  $i$ ésimo electrodo más cercano localizado en la posición  $p_i=(x_i,y_i)$ , y  $d_i$  es la distancia entre ese electrodo y el punto  $p$  a estimar.

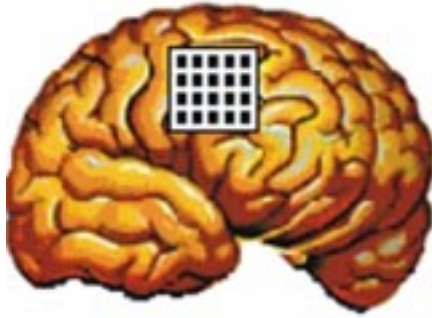
En la figura 7 se muestra el mapeo cerebral bidimensional, de un paciente con tumor cerebral en la zona frontal derecha, aplicando la técnica arriba mencionada. Se debe enfatizar que la región de cambios focales localizados en el mapeo 2D puede diferir de la localización de la lesión especificada mediante el CT o RM.

Cuando se desea mapear la señal EEG sobre una proyección tridimensional una de las técnicas más empleadas es el polinomio spline<sup>8</sup>,

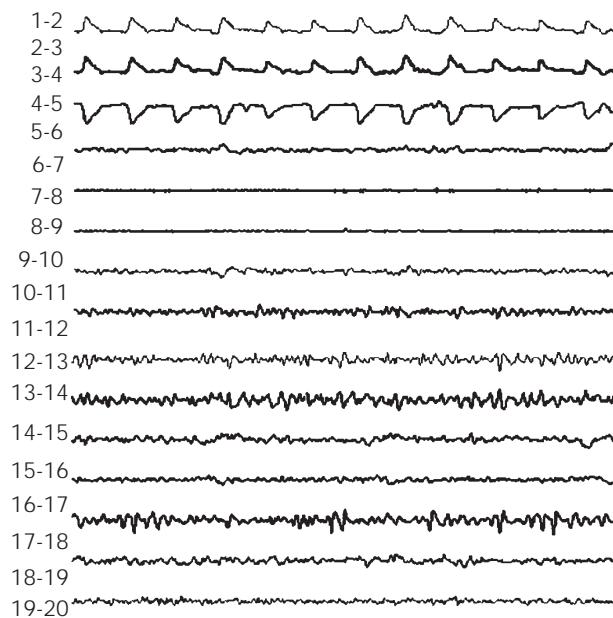
$$v(p) = \sum_{i=1}^C v_{i,banda}(p_i) t_{m-1}(p - p_i) + u_{m-1} \tag{6}$$

donde

$$t_{m-1}(p) = (x^2 + y^2)^{m-1} \log(x^2 + y^2)$$



**Figura 8.** Malla de 5x4 electrodos multicontactos sobre la corteza cerebral.



**Figura 9.** ECoG en la región motora derecha, de un paciente con metástasis tumoral.

$$u_{m-1}(p) = \sum_{d=0}^{m-1} \sum_{k=0}^d u_{kd} x^{d-k} y^k$$

$$u = [u_{00}, u_{01}, u_{11}, \dots, u_{(m-1)(m-1)}]^T$$

Por otro lado, el mapeo tridimensional permite definir la extensión y volumen de una manera más precisa, además los mapas 3D muestran claramente áreas funcionalmente anormales que los sistemas 2D no distinguen. Ofrece al especialista una imagen que es más exacta para llevar a cabo análisis volumétrico de la extensión de la lesión y las áreas cerebrales involucradas. Además permite distinguir áreas vecinas con evidencia tumoral que no es posible evidenciar mediante los mapas 2D<sup>9</sup>.

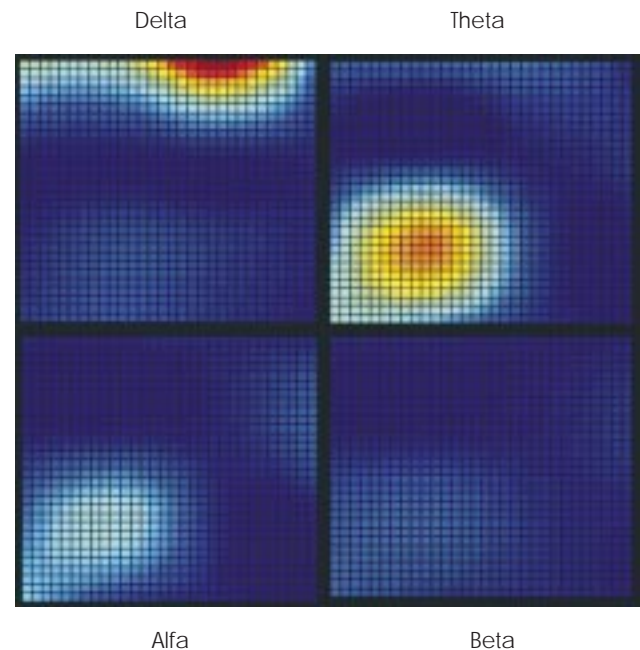
## LA ELECTROCORTICOGRAFÍA

La señal electrocorticográfica (ECoG) es un registro de la actividad eléctrica cerebral tomada directamente sobre la corteza cerebral<sup>10</sup>. Es útil para definir e identificar con mayor precisión, zonas afectadas con procesos patológicos como tumores, focos epilépticos, desordenes inflamatorios, cuya biopsia o resección comprometan áreas eloquentes funcionalmente importantes.

Una de las técnicas para la adquisición del ECoG consiste en colocar una malla subdural de electrodos, que se encuentran inmersos en un plástico llamado silastic y separados por lo general, a 10mm. Esta malla se coloca sobre la zona cortical expuesta, como se ve en la figura 8. Estos electrodos pueden colocarse en cualquier zona expuesta de la corteza y no existen estándares de colocación.

En la figura 9 se muestra un registro ECoG de 16 canales presentando un caso con metástasis tumoral en la región motora del lóbulo frontal derecho ascendente y localizada en la región delimitada por los electrodos 1-2, 2-3 y 3-4.

Ahora es posible aplicar también la técnica de Fourier para obtener el espectro de potencia de la señal ECoG por canal y calcular así la amplitud relativa por banda  $v_{\text{canal, banda}}$ . Como en el caso de la EEG de superficie y para facilitar la interpreta-



**Figura 10.** Mapeo Rectangular ECoG que muestra la actividad lenta  $\delta$ , referente a zona tumoral.

ción transoperatoria se mapea la señal ECoG en una malla rectangular.

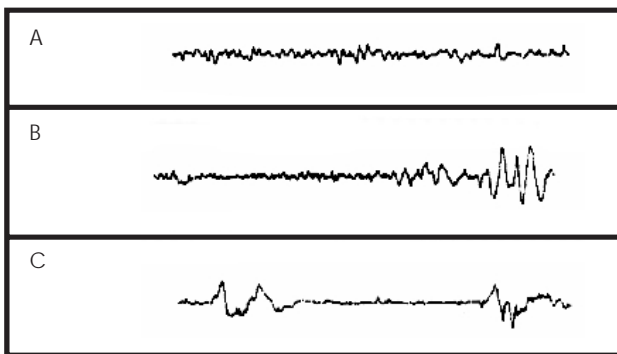
En la Figura 10 se aprecia el mapeo rectangular ECoG, para el caso mostrado en la figura 9, al utilizar la técnica de interpolación spline lineal, determinada por la ecuación 6. Como se observa es posible delimitar la zona tumoral al correlacionarla con la actividad lenta de la banda delta  $\delta$  del mapeo.

### ANÁLISIS TIEMPO FRECUENCIA

La mayoría de los estados patológicos cerebrales involucran actividad eléctrica con bruscos cambios de voltaje en cortos intervalos de tiempo, como es el caso de crisis convulsivas, estado anestésico, fases durante el sueño. El EEG en estas circunstancias presenta parámetros estadísticos variantes en el tiempo, como lo hemos comprobado<sup>11</sup>, y la transformada de Fourier no permite analizar esta dinámica.

Los métodos tiempo-frecuencia son una de las soluciones planteadas al problema de representar las señales no-estacionarias y puede considerarse como una extensión al análisis clásico de Fourier, por lo que es más apropiado considerar la señal EEG como un proceso no-estacionario cuando éste se analiza sobre un largo periodo de tiempo o cuando surgen transiciones rápidas y espontáneas como las espigas epilépticas. En esta sección trataremos algunas técnicas del Análisis Tiempo Frecuencia como una alternativa para extraer información del EEG durante los procesos transitorios.

Comencemos analizando la evolución de la señal EEG durante el evento anestésico y considere-



**Figura 11.** Señal EEG durante el proceso de profundidad anestésica, en **a)** se observa el EEG de fondo, en **b)** el inicio de la inducción anestésica y en **c)** los brotes-supresión debidos al efecto del anestésico.

**Cuadro 1.** Frecuencias predominantes durante la evolución de la profundidad anestésica.

	Basal (Hz)	Inducción (Hz)	Profundidad (Hz)
Promedio	8.75	2.08	1.26
DesEst	5.45	1.66	1.33
Varianza	29.75	2.77	1.76

mos su estacionariedad. En la figura 11 se muestran algunos segmentos de EEG de superficie indicativos del efecto del anestésico administrado durante una neurocirugía. En la figura 11a se observa un segmento basal antes de ser administrado el anestésico, en la figura 11b se ve el cambio de actividad, aparición de ondas lentas de alto voltaje, como consecuencia de la administración del anestésico, y en la figura 11c un segmento indicativo de profundidad anestésica, la actividad brote-supresión.

En el cuadro 1 se muestra la variabilidad de la frecuencia predominante en las distintas fases del proceso de profundidad anestésica, donde se indica la no-estacionariedad de la señal EEG durante estos procesos.

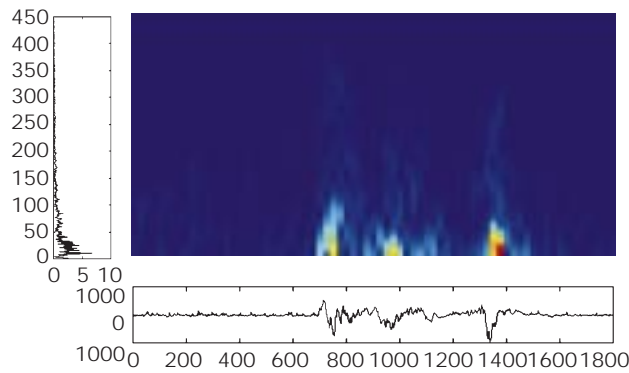
Como ya se ha dicho, existen diferentes tipos de análisis tiempo-frecuencia, y algunos de ellos han mostrado interesantes resultados para extraer información de la señal EEG.

La Transformada de Fourier de Tiempo Corto (STFT) es uno de las distribuciones lineales tiempo-frecuencia más usadas para estudiar las señales no-estacionarias. La idea básica de la STFT es romper la señal en segmentos cortos de tiempo aplicando una función ventana  $h(t)$  centrada en un instante de tiempo  $\tau$ , y por último analizar, mediante Fourier, cada uno de esos segmentos. La totalidad de cada uno de los espectros indica como varían los componentes de frecuencia de la señal respecto al tiempo<sup>12</sup>.

$$STFT_f(t, w) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} f(\tau)h(\tau - t)e^{-jw\tau} d\tau \quad (7)$$

La selección del tipo de ventana, la duración, así como el traslape son parámetros que determinarán el resultado del análisis.

A continuación se muestra el resultado de aplicar la STFT a un segmento de inducción anestésica, durante el proceso brote-supresión. En la parte inferior de la figura 12 se muestra la señal en tiempo, a la izquierda su espectro en frecuencia y en la parte



**Figura 12.** Distribución de Potencia Espectral y el Espectrograma de la Señal EEG durante inducción anestésica.

central la representación tiempo-frecuencia denominada espectrograma, donde se observa la evolución de la señal. Los mejores resultados se obtienen con la ventana Hamming  $h_H(t)$ , con duración de  $n=32$  puntos y un traslape de 16 puntos.

$$h_H(t) = 0.54 - 0.46 \cos\left(2\pi \frac{k}{n-1}\right), k = 1..n$$

Una desventaja del espectrograma es su pobre concentración tiempo-frecuencia, es decir, baja resolución.

La STFT obedece al Principio de Incertidumbre:

$$\Delta t \Delta \omega \geq \frac{1}{4\pi}$$

que establece que un compromiso entre la resolución temporal  $\Delta t$  y la resolución frecuencial  $\Delta \omega$ , es decir no es posible cumplir con ambas resoluciones al mismo tiempo.

Existen eventos en la señal EEG, para los cuales el espectrograma no siempre es la representación más adecuada del suceso ya que su contenido espectral está cambiando tan rápidamente que encontrar un ancho de la ventana  $\Delta h_H(t)$  para el cual la señal sea más o menos estacionaria en ese intervalo se convierte en un problema.

La longitud  $\Delta h_H(t)$  determinará la resolución de frecuencia y la localización de los eventos en el tiempo. Si se disminuye  $\Delta h_H(t)$  se perderá resolución en frecuencia y los espectros no tendrán relación con la señal original. Si por otro lado, se incrementa el ancho de la ventana se perderá resolución en tiempo y los eventos se diseminan en frecuencia y los resultados no tendrían sentido<sup>12</sup>.

Para resolver los problemas encontrados en la STFT se han desarrollado una serie de Representaciones

Tiempo-Frecuencia (TFR) cuadráticas, entre ellas se encuentra el conjunto de las TFRs que pertenece a la Clase de Cohen y que tienen la forma general siguiente:

$$TFR_z(t, \omega) = \frac{1}{4\pi^2} \iint \iint z(u + \frac{1}{2}\tau) z^*(u - \frac{1}{2}\tau) g(v, \tau) e^{-j\omega v - j\tau \omega + j\tau u} du d\tau dv \quad (8)$$

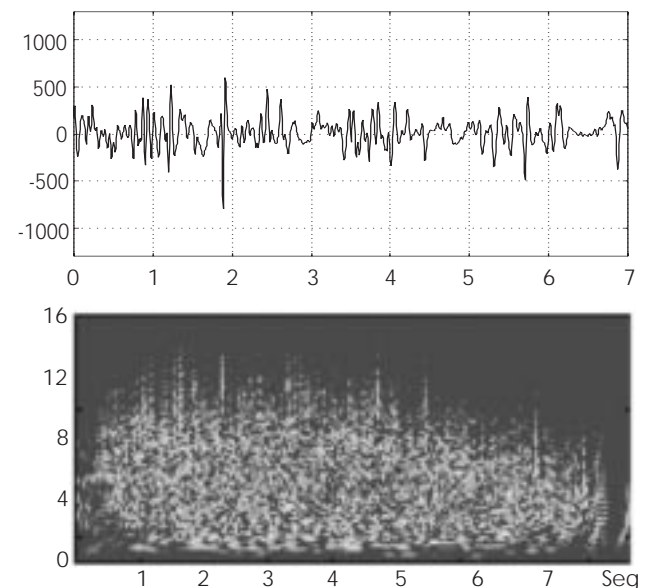
donde  $g(v, \tau)$  se denomina la función bidimensional kernel.

La Distribución Wigner, es considerada la base sobre la cual se desarrollan las TFRs que pertenecen a la Clase de Cohen. Se introdujo para el estudio en la mecánica cuántica y posteriormente Ville propuso su aplicación en el análisis de señales discutiendo su credibilidad y derivando un método basado en sus propiedades matemáticas<sup>12</sup>, razón por la cual se refiere como la Distribución Wigner-Ville (WVD).

El kernel de la WVD tiene como valor  $g(v, \tau) = 1$ , entonces al aplicar la forma general de la ecuación 8, se obtiene:

$$TFR_z(t, \omega) = \int z(t + \frac{1}{2}\tau) z^*(t - \frac{1}{2}\tau) e^{-j\omega \tau} d\tau \quad (9)$$

La WVD es una distribución cuadrática que ofrece alta resolución tf a señales monocomponentes no estacionarias y no ambiguas como los chirps. Para señales multicomponentes no es muy útil ya que contiene interferencias, llamadas términos cruzados, en diferentes regiones del plano tf. Estos términos obsta-



**Figura 13. a)** Parte superior, Señal ECoG con una espiga en 1.8s. **b)** Parte inferior, su Distribución WV.



culizan la interpretación de la señal ya que cargan redundante información que puede ocultar las características principales de la señal. Muy especialmente, tiene limitadas aplicaciones en el análisis de señales cerebrales<sup>13</sup>.

En la figura 13a se muestra un segmento de señal ECoG que contiene una espiga epiléptica al tiempo 1.8s y en la figura 13b se observa su WVD. Es evidente la presencia de los términos cruzados, lo cual no permite identificar la espiga epiléptica en el plano tf.

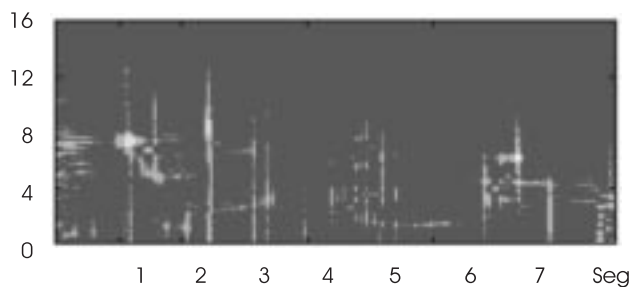
Para disminuir los términos cruzados, los investigadores Choi y Williams<sup>13</sup> introdujeron el Kernel exponencial  $g(v, \tau) = e^{-v^2 \tau^2 / \sigma}$  y así la distribución exponencial (ED), mejor conocida como la distribución Choi-Williams (CWD). El parámetro de escala  $\sigma$  es una constante que se varía sobre un amplio rango de valores, con ello se consigue un efectivo desempeño en la supresión de interferencias y la preservación de alta resolución de los auto-términos.

La ED es un miembro de la clase de Cohen, si su kernel se sustituye en la expresión generalizada de la ecuación 8, se obtiene:

$$E_f(t, w) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{-jw\tau} \left[ \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{\sqrt{4\pi\tau^2/\sigma}} \exp\left(-\frac{(\mu-t)^2}{4\tau^2/\sigma}\right) f\left(\mu + \frac{\tau}{2}\right) f^*\left(\mu - \frac{\tau}{2}\right) d\mu \right] d\tau \quad (10)$$

Los términos cruzados en la ED son funciones de la variable  $t$ , estos son, la magnitud máxima y la concentración de la morfología de los términos cruzados disminuye cuando  $t$  aumenta. Cuando  $\sigma$  tiende a ser grande, los términos cruzados se concentran alrededor del origen y los auto-términos tienen resolución aguda. Por lo tanto,  $\sigma$  grande ( $> 1.0$ ) es recomendado para señales cuya amplitud y frecuencia cambian relativamente rápido, y por otro lado valores pequeños de  $\sigma$  ( $\leq 1$ ) si la señal contiene razones de cambio bajos<sup>14</sup>.

También se observa el precio que hay que pagar al disminuir  $\sigma$ . El ancho de los auto-términos se esparce y la resolución se empobrece. La pérdida de la resolución parece ser muy suave, sin embargo, cuando  $\sigma = 1$ , se logran adecuados resultados.



**Figura 14.** Distribución CW de la señal ECoG mostrada en la figura 13a con un  $\sigma=0.1$ .

Estos experimentos muestran claramente la efectividad de la ED para el análisis de señales multicomponentes. El kernel exponencial controla el efecto de los términos cruzados mientras que preserva una relativa resolución aguda de los auto-términos. Además con el control del parámetro  $\sigma$ , es posible ajustar la resolución de los auto-términos y los efectos de los términos cruzados de acuerdo a las características de la señal a analizar.

En la figura 14 se muestra la distribución CW con  $\sigma=0.1$ , de la señal ECoG de la figura 13a donde se observa claramente la aparición de la espiga, sin embargo el problema principal es el alto consumo computacional (1.28 minutos/7 segundos de señal cruda) y por lo tanto, es un obstáculo para el procesamiento en línea.

## ANÁLISIS MULTIRRESOLUCIÓN

Aunque la idea de analizar una señal a diferentes escalas o resoluciones ha existido desde hace un siglo, la teoría wavelet se ha consolidado recientemente con los trabajos de los geofísicos Jean Morlet y Grossman quienes propusieron un método, usando la transformada Wavelet (TW), para modelar el proceso de las ondas sonoras que viajan a través de la corteza terrestre<sup>15</sup>. Posteriormente el matemático Yves Meyer, estableció que esta técnica era parte del campo del análisis armónico y planteó una serie de wavelets más eficientes para modelar fenómenos complejos. A este campo se unieron dos investigadores estadounidenses, Stephane Mallat e Ingrid Daubechies, quienes han aportado con sus trabajos al mejoramiento de este método de análisis.

El Análisis Multiresolución (MRA)<sup>16</sup> está basado en la existencia y propiedades de una función wavelet  $\psi(t)$  que cumple con dos operaciones básicas: Dilatación  $a$  y Traslación  $b$ , entonces la función  $\Psi_{a,b}(t)$  se define con la siguiente expresión:

$$\Psi_{a,b}(t) = \sqrt{\frac{1}{|a|}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (11)$$

El MRA es un conjunto jerárquico que consiste de una secuencia de subespacios cerrados  $V_j$  y de su complemento  $W_j$  que deben cumplir con las siguientes condiciones:

Todos los subespacios  $V_j$  son versiones escaladas de un subespacio central  $V_0$  que pertenece a la familia de espacios Hilbert  $L^2(\mathfrak{R})$ , donde  $V_{j+1} = V_j \oplus W_j$ . Por otro lado,  $W_j$  es el Complemento Ortogonal de  $V_j$ , tal que:  $W_j \perp W_{j'}$  cuando  $j \neq j'$ .

La observación anterior condujo a establecer la existencia y estructura de “la función escala”  $\phi \in V_0$

$$V_0 = \text{clos}_{L^2(\mathbb{R})} \langle \phi_{0,k} : k \in \mathbb{Z} \rangle$$

$$W_j = \text{clos}_{L^2(\mathbb{R})} \langle \psi_{j,k} : k \in \mathbb{Z} \rangle$$

en forma global  $\phi$  genera un MRA  $\{V_j\}$  de  $L^2(\mathbb{R})$ . Como consecuencia de la propuesta anterior, debe existir también una base wavelet ortogonal  $\{\psi_{j,k}; j, k \in \mathbb{Z}\}$  de  $L^2(\mathbb{R})$  que genere los espacios  $W_j$ .

Una señal  $f(t)$  definida a partir de la ecuación 12,

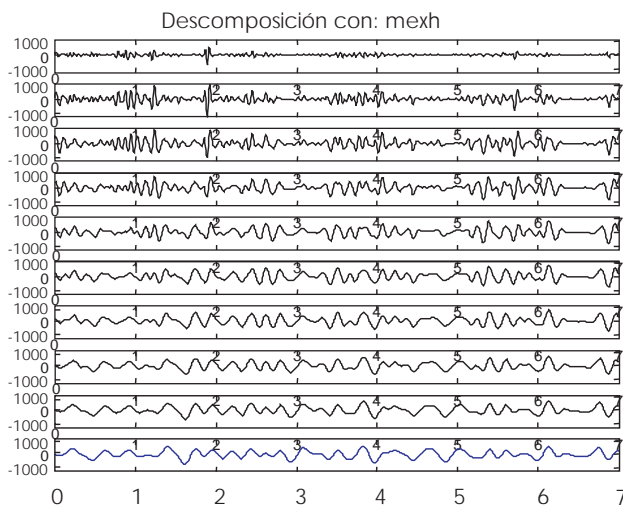
$$f(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} f^0(n)\phi(t-n) \tag{12}$$

Se puede describir como una secuencia de aproximaciones burdas, o versión submuestreada  $f^0$ , contenido típicamente pasa-bajas, definida a partir de los subespacios  $V_j$  y calculada mediante la ecuación 13.

$$f^{(i)}(n) = \left\langle \frac{1}{\sqrt{2}} \phi\left(\frac{t}{2} - n\right), f^{(i-1)}(t) \right\rangle \tag{13}$$

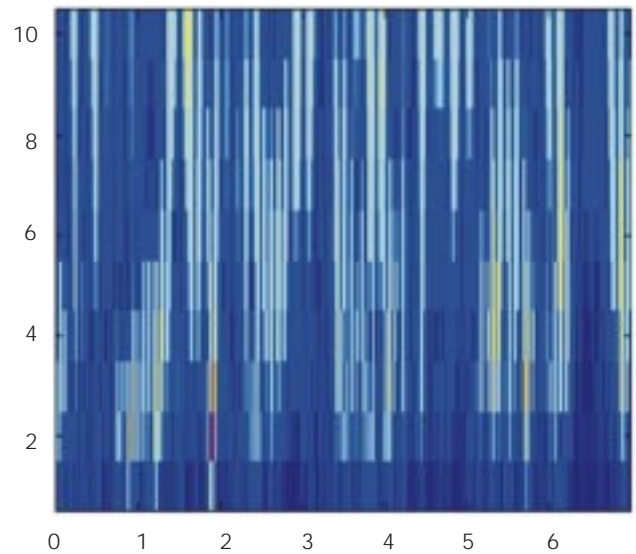
Más un predictor de error basado en los detalles o contenido de alta frecuencia  $d^{(i)}$  que se obtienen de los subespacios  $W_j$ , y se expresan mediante la ecuación 14. Este esquema puede ser iterativo<sup>15</sup>.

$$d^{(i)}(n) = \left\langle \frac{1}{\sqrt{2}} \psi\left(\frac{t}{2} - n\right), f^{(i-1)}(t) \right\rangle \tag{14}$$



**Figura 15.** Descomposición multiresolución de 10 niveles empleando la función wavelet Mexican Hat, para la señal ECoG que se muestra en 13a.

WAVELETmexh



**Figura 16.** Escalorama de la descomposición de la figura 15.

Este sistema Wavelet formado por la Función Escala  $\phi(t)$  y la Función Base  $\psi(t)$ , enfoca fenómenos de tiempo corto cuando la escala es pequeña y permite una percepción global cuando la escala tiende a mayor valor. La propiedad de escalamiento de las funciones base usadas en la TW va cambiando los anchos temporales en relación a la frecuencia de la función base, lo que conduce a un muestreo hiperbólico a diferencia del muestreo rectangular proporcionado con la STFT<sup>17</sup>.

En la figura 15, donde se muestra una descomposición multiresolución hasta el nivel 10, usando la función wavelet Mexican Hat o sombrero mexicano  $\psi(t) = (1-t^2)e^{-t^2/2}$  para la señal ECoG que se observa en la figura 13a, es posible apreciar como la transformada wavelet nos permite el “acercamiento” de fenómenos de corta-duración, como son los transitorios debidos a las espigas epilépticas que aparecen en la señal ECoG. Es importante indicar que los resultados dependerán de la función wavelet que se aplica en el MRA, y la selección estará basada en la aplicación en particular.

En la figura 16 se muestra un escalorama de señal EEG con evento epiléptico del MRA de la figura 15. El escalorama es una representación en el plano tiempo-escala al usar la TW en el MRA.

DISCUSIÓN

El presente trabajo es un artículo de difusión cuyo propósito fundamental es mostrar una panorámi-

ca de diferentes métodos de análisis de señales y su aplicación clínica. La importancia que tienen estas técnicas para extraer de las señales electroencefalográficas, importante información que conduzca al diagnóstico y monitoreo en línea durante los procedimientos neuroquirúrgicos.

Algunas técnicas, su aplicación clínica, implementación, ventajas y desventajas fueron discutidas. Entre ellas, mencionamos el análisis espectral clásico, la Transformada de Fourier de Tiempo Corto, la distribución Choi-Williams, o el Análisis Multi-resolución a través de la Transformada Wavelet.

Se mostraron algunos resultados al aplicar estos métodos, por ejemplo, los eventos EEG que ocurren durante el proceso de profundidad anestésica por medio del borde espectral y el arreglo espectral compactado empleando la Transformada de Fourier. Las diferencias de resolución, tiempo de procesamiento y apreciación visual que presentan las diferentes distribuciones tiempo frecuencia. La ventaja que ofrece la transformada Wavelet, en tiempo y resolución, para representar exactamente las señales no estacionarias como las espigas epilépticas.

Las señales EEG y ECoG mostradas en este artículo, fueron adquiridas en los quirófanos del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía de la Ciudad de México con biamplificadores comerciales. El software de análisis fue implementado en el Laboratorio de Procesamiento de Señales Biológicas de dicho Instituto.

#### BIBLIOGRAFÍA

1. Nuwer MR. Neuromonitoring during surgery. Report of an IFCN comité. *Electroenceph Clin Neurophysiol.* 1993, 87: 263-276.
2. Jasper HH. The ten-twenty electrode system of the international Federation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1958, 10: 371-375.
3. Adams R, Victor M. *Principles of Neurology.* McGraw-Hill, 1993.
4. Velde MV, Cluitmans PJM. EEG Analysis for Monitoring of Anesthetic Depth. Eindhoven University of Technology, Faculty of Electrical Engineering 1991, Ed. Eindhoven.
5. Bickford RG, Berger L. Automation of clinical electroencephalography. Raven Press, New York, 1979: 55-64.
6. Nuwer MR, Quantitative EEG. Techniques and Problems of Frequency Analysis and Topographic Mapping. *J Clinical Neurophysiol* 1988; 5: 1-41.
7. Perrin F, Bertrand O, Pernier J. Scalp current density mapping: value and estimation from potential data. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1987; 34: 283-288.
8. Duffy FH. Topographic display of potentials: clinical applications of brain electrical activity mapping. *Ann NY Acad Sci* 1982; 388: 183-196.
9. Gutiérrez J, Igartua L, Medina V, Raquel V. Advantages of 3D over 2D Brain Mapping in the detection of Central Nervous System Tumors. 17<sup>th</sup> Annual International Conference IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Septiembre 1995; CD-IEEE 2.1.6.3.
10. Wyler A, Richey E, Atkinson R, Hermann B. Strip Electrodes in Acute Electroencephalography. *J Epilepsy* 1988; 1: 95-97.
11. Alcántara R, Gutiérrez J, Alvarez L, Igartua L. Métodos Paramétricos y Tiempo Frecuencia en la Representación del Electroencefalograma. Memorias Primer Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica. 1998: CD-PDS31, 159-162.
12. Cohen L. *Time Frequency Analysis.* Prentice Hall PTR, New Jersey, 1995: 93-110.
13. Zaveri H, Williams W y cols. Time-Frequency Representation of Electroencephalograms in Temporal Lobe Epilepsy. *IEEE Transactions of Biomedical Engineering,* 1992; 38(5): 502-508.
14. Choi H, Williams W. Improved Time-Frequency Representation of Multicomponent Signals Using Exponential Kernels. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal Processing.* 1989; 37(6): 862-871.
15. Akay M. Wavelets in Biomedical Engineering. *Annals of Biomedical Engineering* 1995; 23: 531-542.
16. Daubechies I. *Ten Lectures on Wavelets.* Society for Industrial and Applied Mathematics, Philadelphia PA. 1992: 357.
17. Vetterli M, Kovacevic J. *Wavelets and Subband Coding.* Prentice Hall PTR, 1996.