

ANÁLISIS DE LA DENSIDAD ESPECTRAL DE POTENCIA EN REGISTROS MER

Analysis of power spectral density in MER signals

RESUMEN

Se presenta en este trabajo una metodología para el análisis armónico de señales de micro electrodos de registro MER en pacientes con enfermedad de Parkinson para el reconocimiento de zonas cerebrales. Se emplea el periodograma vía método de Welch para hallar las componentes frecuenciales propias de cada zona cerebral a fin de caracterizarlas y permitir su detección. Se utilizan clasificadores lineales para validar las características extraídas.

PALABRAS CLAVES: Método Welch, Periodograma, Señales MER.

ABSTRACT

A methodology for harmonic analysis of MER signals in Parkinson's patients is presented in this work in order to recognize brain zones. Welch's method to calculate the periodogram is used to obtain spectral features in each zone. A linear bayes classifier is employed to validate the extracted features.

KEYWORDS: MER signals, Periodogram, Welch's method.

1. INTRODUCCIÓN

La enfermedad de Parkinson es uno de los desórdenes neurodegenerativos más comunes relacionados con la edad. En países desarrollados se calcula que de cada 100000 pacientes mayores de 54 años, 1600 personas pueden padecer algún tipo de Parkinsonismo [1]. En Colombia no se tienen cifras exactas de la población que padece esta enfermedad, pero se calcula que el aumento de la esperanza de vida aumentará de igual forma el número de personas afectadas en los próximos años. Dentro de las técnicas empleadas tradicionalmente en el tratamiento de la enfermedad, aquellas basadas en el suministro de fármacos suelen ser eficaces en estadios tempranos (alrededor de los primeros 5 a 7 años) [2]. Pasado este tiempo, la mayoría de pacientes reporta efectos secundarios debilitantes y fluctuaciones imprevisibles del aparto motor [3]. La estimulación cerebral profunda se constituye entonces como una solución eficaz dentro del tratamiento de la enfermedad de Parkinson en casos donde el tratamiento farmacológico no ha reportado mejorías, en cuanto permite una reducción de los síntomas y desórdenes del movimiento asociados a ella. Este procedimiento se logra mediante la inserción de microelectrodos de estimulación en las regiones cerebrales que presentan actividad neuronal incontrolada. Normalmente el subtálamo es la región objetivo en este tipo de procedimientos. La localización de esta zona se logra mediante programas de planeación pre-quirúrgica y mediante el registro eléctrico de la actividad neuronal. Sin embargo, la primera de las técnicas de localización puede ser poco acertada debido a las imprecisiones de las imágenes que se emplean y a los cambios en el volumen cerebral en medio del

procedimiento quirúrgico. Por tales motivos, el registro eléctrico se hace necesario ya que permite una detección más confiable de la zona objetivo en cuanto se comparan los patrones eléctricos propios de los disparos de neuronas de cada zona cerebral. Las técnicas empleadas en este trabajo se basan en el análisis armónico de las señales por medio del cálculo de los periodogramas.

2. ANÁLISIS TRUNCADO DE BIOSEÑALES

El procesamiento de señales biológicas implica en muchas ocasiones el registro continuo por largos períodos de tiempo de la actividad eléctrica propia del evento, patología o estado funcional que se quiere registrar sobre el paciente. El procesamiento y análisis digital de estos registros involucra un compromiso directo entre su duración y tamaño y el costo computacional. Quiere decir esto, que entre mayor sea la cantidad de información que se quiere procesar, mayores serán los recursos que se consuman de los sistemas de procesamiento, dejando de lado la posibilidad de ejecutar el análisis en tiempo real.

Por este motivo se hace necesario el truncamiento de las señales a fin de tener segmentos cortos de éstas, que reflejen la dinámica propia de cambio y que conserven las propiedades de los eventos que se pretenden encontrar.

Este truncamiento es equivalente al empleo de una ventana rectangular sobre la forma de onda. De esta forma, el análisis se limita a la porción *ventaneada* de la señal. Es importante tener en cuenta que el ventaneo de señales tiene consecuencias en el espectro de las mismas. Cuando un conjunto de datos se ventanea, las características frecuenciales de la ventana se vuelven

JULIÁN DAVID ECHEVERRY

Ingeniero Electrónico. M.Sc.

Profesor

Universidad Tecnológica de Pereira
jde@utp.edu.co

CRISTIAN GUARNIZO LEMUS

Ingeniero Electricista. M.Sc.

Profesor

Universidad Tecnológica de Pereira
cdguarnizo@ohm.utp.edu.co

ÁLVARO ÁNGEL OROZCO G.

Ingeniero Electricista. M.Sc.

Profesor

Universidad Tecnológica de Pereira
aaog@utp.edu.co

parte del espectro resultante sobre la señal analizada. En este sentido, las ventanas producen dos tipos de *artifacts*. El primer *artifact* es conocido como lóbulo principal, el cual ensancha el espectro de la señal y *artifacts* secundarios que se presentan como lóbulos laterales de menor magnitud en el espectro de la ventana. En el caso de la ventana rectangular, el espectro de potencia se ve en la figura 1. Aparecen el lóbulo principal y los lóbulos laterales.

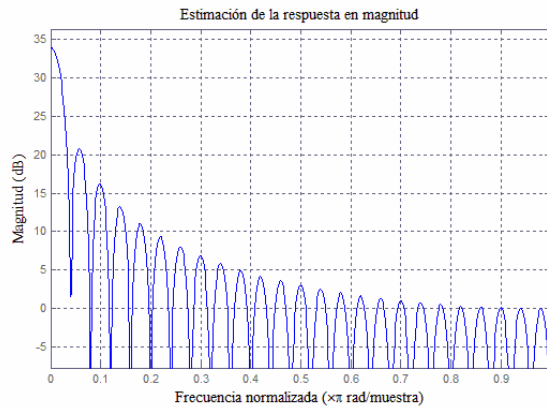


Figura 1. Espectro de potencia de ventana rectangular

Otras ventanas de empleo alternativo como pueden ser la ventana triangular y la ventana Hanning reducen los lóbulos laterales.

2.1 ESPECTRO DE POTENCIA

El espectro de potencia (PS) se define como la transformada de Fourier de la función de autocorrelación.

$$PS(f) = \sum_{n=0}^{N-1} r_{xx}(n) e^{-j2\pi fT} \quad (1)$$

Donde r_{xx} , la función de autocorrelación, se define como

$$r_{xx}(n) = \sum_{k=1}^N x(k)x(k+n) \quad (2)$$

El PS permite determinar la distribución de la potencia de una señal a lo largo de un intervalo de frecuencias.

El espectro de potencia puede ser evaluado aplicando la transformada de Fourier sobre la señal entera; sin embargo, el promedio de espectros se emplea, particularmente cuando la forma de onda disponible (señal truncada) es sólo una muestra de una señal de mayor longitud, caso bastante común en el análisis de bioseñales. En estas situaciones la evaluación del espectro de potencia se convierte en un proceso de estimación que contribuye a mejorar las propiedades estadísticas de los resultados.

Cuando el espectro de potencia se calcula vía transformada de Fourier y posteriormente se promedia, se conoce entonces como *periodograma* [4].

2.2 CÁLCULO DEL ESPECTRO DE POTENCIA MEDIANTE PERIODOGRAMAS

El *periodograma* se calcula dividiendo la señal en un número determinado de segmentos, posiblemente traslapados, y evaluando la transformada de Fourier en cada uno de estos segmentos.

Sobre dos segmentos de datos sucesivos se toma un desplazamiento de D puntos. Cada segmento consta de N puntos de longitud, en donde la i -ésima secuencia viene dada por la expresión

$$x_i(n) = x(n + iD); \quad n = 0, 1, \dots, N-1 \quad (3)$$

El traslapamiento entre dos segmentos consecutivos $x_i(n)$ y $x_{i+1}(n)$ es de $N-D$ puntos. Si se permite un traslape del 50%, como es el propuesto por Welch, el número de secciones K de longitud L es

$$K = 2N / L - 1 \quad (4)$$

De esta forma se mantiene la resolución comparado con el método sin traslape ya que la longitud de la secuencia no varía. Además al doblar el número de periodogramas que van a promediarse se reduce la varianza.

El espectro final se toma del promedio de los diferentes espectros obtenidos sobre los segmentos.

La resolución en frecuencia del espectro es aproximadamente $1/NT_s$, donde N es el número de muestras por segmento. Al tomar un segmento pequeño (es decir, reducir N) se aumenta el número de segmentos para promediar y por tanto se aumenta el suavizado en el espectro estimado; se reduce a la vez la resolución en frecuencia.

El traslape asociado al periodograma calculado vía método de Welch ayuda a mejorar notablemente la correlación de los datos, mejorando sus propiedades estadísticas y por ende, mejorando la confiabilidad de la estimación [5].

3. CONSIDERACIONES FISIOLÓGICAS

La región objetivo dentro de los procedimientos de estimulación profunda en pacientes de Parkinson normalmente es el núcleo subtalámico (STN). Esta zona se alcanza mediante la inserción de un microelectrodo de registro y estimulación a través de una trayectoria planeada previa a la cirugía. Esta trayectoria alcanza diferentes zonas cerebrales, siendo las anteriores al STN la zona talámica y la zona incerta. La zona posterior al STN, la sustancia nigra (SN), determina el fin de la zona subtalámica y es normalmente la región indicadora de la llegada al objetivo [6]. La detección exacta de estas zonas permite al cirujano concluir la zona sobre la cual se debe hacer la estimulación. Existen diferentes criterios electrofisiológicos para distinguir entre estas zonas. Específicamente, el STN presenta un incremento en la

actividad neuronal de fondo, un incremento en la rata de disparo de las neuronas (35 ~ 50 Hz) y por tanto, una mayor densidad de espigas por unidad de tiempo. El criterio para distinguir la SN radica en la disminución de la actividad eléctrica de fondo y la presencia de disparos regulares de espigas de alta frecuencia.

4. METODOLOGÍA DE PROCESAMIENTO

La detección de zonas cerebrales propuesta en este trabajo se enfoca en el procesamiento digital de señales a partir del análisis de los periodogramas de las diferentes zonas a fin de detectar patrones propios de cada región. Estos patrones, que bien pueden ser vistos como momentos estadísticos, caracterizan cada zona y permiten identificar la región cerebral en la cual se encuentra el microelectrodo. Se realizaron pruebas sobre regiones STN y SN en dos grupos de señales diferentes. En las figuras 2.a y 2.b pueden observarse señales típicas de las diferentes zonas.

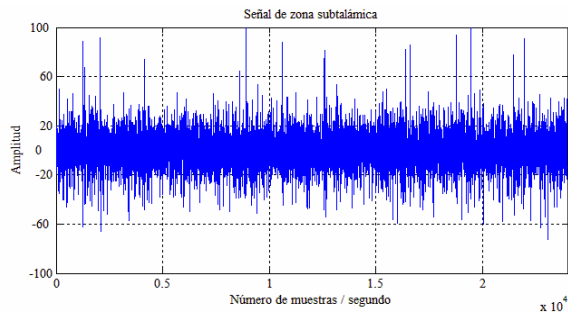


Figura 2.a. Registro de STN.

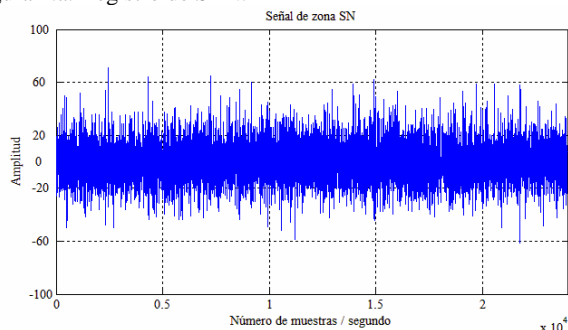


Figura 2.b. Registro de SN.

Sobre el conjunto de registros originales se aplicaron técnicas de pre-procesamiento a fin de crear dos grupos de señales. Esto se hace con el fin de analizar las propiedades de estas señales descritas anteriormente: el ruido de fondo y la actividad neuronal propia de cada zona. Para uno de los grupos se removió el ruido de fondo y se mantuvo solamente la actividad de los disparos (trenes de espigas). Una muestra de trenes de espigas en señal de STN puede verse en la figura 3.a. Para el otro grupo, al contrario, se detectaron las espigas y se removieron a fin de dejar la actividad neuronal de fondo. Una muestra de este grupo de la zona SN puede verse en la figura 3.b.

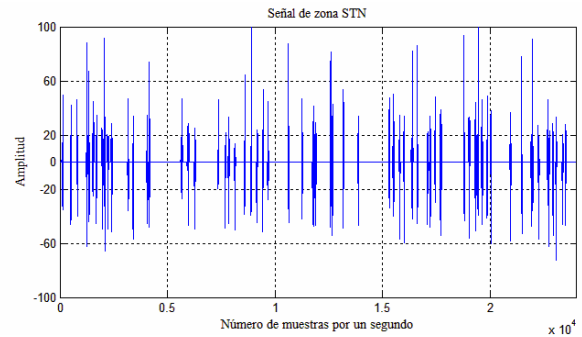


Figura 3.a. Trenes de espigas en señal STN

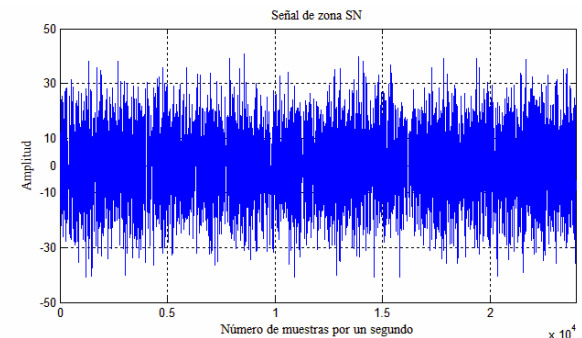


Figura 3.b. Ruido de fondo en señal SN

4.1 MATERIALES

La base de datos sobre la que se trabajó pertenece a la Universidad Politécnica de Valencia, España. Se realizaron pruebas sobre 66 señales de las diferentes zonas. 25 de éstas pertenecen a STN y 41 a SN. Las señales fueron previamente etiquetadas por neurofisiólogos y neurocirujanos. La frecuencia de muestreo es de 24 kHz y fueron obtenidas en procedimientos quirúrgicos en pacientes de Parkinson.

5. RESULTADOS

Se calcularon los periodogramas mediante el método de Welch sobre cada uno de los grupos de registros: registros originales, registros con sólo trenes de espigas y ruido de fondo. Se emplearon diferentes ventanas en el truncamiento de la señal a fin de encontrar una menor influencia de los *artifacts* generados por éstas al espectro. Se encontró que la ventana Hanning, al ser una función suavizada, introducía menos ruido adicional a las señales; por este motivo se empleó en la extracción de resultados. En la figura 4 puede verse el periodograma de registros originales. En la figura 5 se presenta el periodograma de señales de sólo ruido de fondo. En la figura 6 puede verse el periodograma de señales de trenes de espigas. Se extrajeron parámetros estadísticos sobre el espectro resultante que caracterizaran cada zona cerebral. El valor medio, el máximo, la varianza, la desviación y la kurtosis sirvieron como patrones para alimentar al clasificador empelado para validar los resultados. Esta validación se realizó mediante un clasificador bayesiano lineal,

empleando el método *leave-one-out* como técnica de validación de datos cruzada.

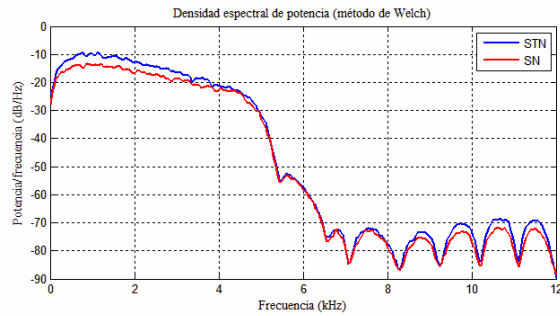


Figura 4. Periodograma de registros originales

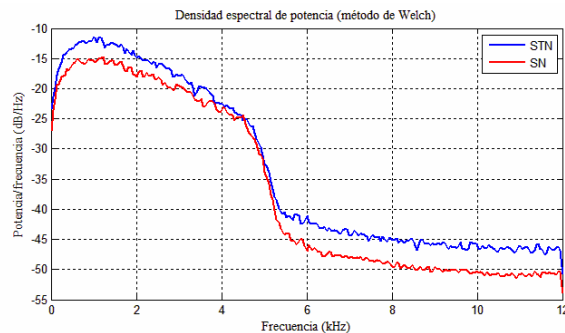


Figura 5. Periodograma de registros de ruido de fondo

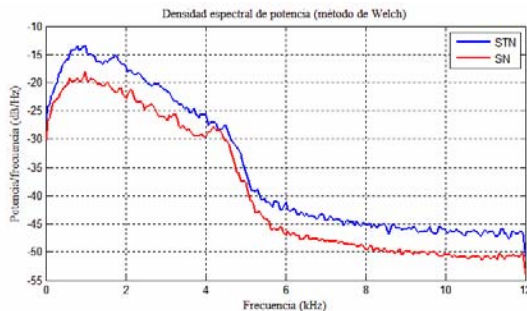


Figura 6. Periodograma de registros de trenes de espigas

Los porcentajes presentados en la tabla 1 corresponden a los aciertos del clasificador en el reconocimiento de cada región empleando las características ya mencionadas.

Base de datos	STN	SN
Registros originales	68 ± 4.5%	72 ± 3.7%
Trenes de espigas	73 ± 4.1%	71 ± 5.2%
Ruido de fondo	92 ± 3.7%	89 ± 3.6%

Tabla 1 Porcentajes de acierto en el reconocimiento de regiones cerebrales

Puede observarse que las características extraídas sobre señales de sólo ruido de fondo presentan mejores propiedades discriminantes sobre las dos zonas.

6. CONCLUSIONES

La densidad espectral de potencia calculada mediante el método de Welch permite suavizar el espectro de una señal en la medida que permite disminuir la varianza entre estimaciones.

El espectro de los registros originales no permite una diferenciación confiable entre diferentes zonas. Por este motivo se hace importante recurrir al pre-procesamiento para separar la actividad neuronal de la actividad eléctrica de fondo.

Se obtienen mejores porcentajes de acierto al emplear el ruido de fondo, lo que demuestra que la actividad de los trenes de espigas no representa una actividad discriminante para cada zona.

La actividad eléctrica cerebral propia de cada zona permite reconocer la localización del microelectrodo de registro en procedimientos intra-operatorios.

7. AGRADECIMIENTOS

Este trabajo se realiza bajo el marco del proyecto “Sistema automatizado de clasificación de eventos fisiológicos a partir de patrones bioeléctricos como soporte en el tratamiento de la enfermedad de parkinson y otros desórdenes neurológicos” financiado por Colciencias código 1110-14-17904.

8. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Informe de Evaluación, “Evaluación de los tratamientos Quirúrgicos de la Enfermedad del Parkinson”, Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias de Andalucía, Sevilla. (1999).
- [2] AHLISKOG, J.E. “Parkinson disease medical and surgical treatment”. *Neurologic Clinics* (2001). Vol. 19. pp. 579-605.
- [3] LANG, A. “Subthalamic Stimulation for Parkinson’s Disease - Living Better Electrically?”. *New England Journal of Medicine*, 349:20. pp. 1888-1890. (2003)
- [4] SEMMLOW, J. “Biosignal and biomedical image processing”. Editorial Marcel Dekker. (2004)
- [5] SMITH, Julius. “Spectral Audio Signal Processing”, March 2007 Version, Center for Computer Research in Music and Acoustic (CCRMA), Stanford University.
- [6] NOVAK, P., DANILUK, S., ELLIAS, S. y NAZZARO, J. “Detection of the subthalamic nucleus in microelectrographic recordings in Parkinson disease using the high frequency (> 500 Hz) neuronal background”. *Journal of Neurosurgery*, 106. pp. 175-179. (2007).