



Compresión de señales electroencefalográficas epilépticas y normales

Carlos Bazán-Prieto, Manuel Blanco-Velasco, Julián Cárdenas-Barrera y Fernando Cruz-Roldán

Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas. Carretera a Camajuani km 5 ½ CP 54830. Santa Clara. Villa Clara

Departamento de Electrónica y Telecomunicaciones.

Tel: 042-281632. Correo: cabazan@uclv.edu.cu

RESUMEN / ABSTRACT

Las señales electroencefalográficas son empleadas en el estudio de varias enfermedades, pero generan volúmenes de datos que dificultan su procesamiento. La compresión de estas señales permite disminuir el volumen de datos adquiridos, facilitando su manipulación. La epilepsia es una de las más comunes de esas enfermedades y las señales que registran este tipo de anomalía difieren algo de las señales electroencefalográficas comunes. En este trabajo se analiza el comportamiento de la compresión de señales que contienen episodios epilépticos, comparado con otras que no lo contienen. Se establecen un grupo de parámetros de calidad y de compresión para establecer la comparación. Como resultado se obtiene una mejor calidad y una mayor compresión cuando la señal contiene episodios epilépticos. Este resultado se asocia a la sincronización que ocurre en estos casos y la correspondiente contracción de las bandas de frecuencia con mayor contenido de información relevante.

Palabras claves: Compresión de señales EEG, codificación de subbandas, epilepsia

Electroencephalographic signals are used in the study of various diseases, but the volumes of data generated make it difficult to process. The compression of these signals can reduce the volume of data acquired, and facilitate its handling. Epilepsy is one of the most common of these diseases and the signals registered by this type of anomaly differ somewhat from the common electroencephalographic signals. This paper analyzes the performance of compressed signals containing epileptic seizures, and compares them with those that do not. It establishes a set of parameters of quality and compression to make the comparison. The result is a better quality and greater compression when the signal contains epileptic seizures. This result is associated with the synchronization that occurs in these cases and the corresponding contraction of the frequency bands with a higher content of relevant information.

Key words: EEG compression, subband coding, epilepsy

Epileptic and normal electroencephalographic signal compression

INTRODUCCION

La presencia de descargas eléctricas en el cerebro humano fue revelada por Hans Berger ¹, estas señales llamadas electroencefalográficas (EEG) mostraron diferentes patrones asociados a distintas enfermedades. Los patrones más frecuentes en las señales EEG para describir la actividad cerebral son los ritmos. Estos se pueden dividir según su rango de frecuencia y amplitud relativa en: Delta, Theta, Alfa, Beta y Gamma ². Se han realizado estudios para extraer estas características de la señal EEG para su posterior procesamiento o análisis ³, obteniéndose resultados satisfactorios en la detección de características específicas relacionadas con enfermedades, como el caso de la epilepsia. La epilepsia es una de las enfermedades más comunes, es un evento súbito y de corta duración, caracterizado por una anormal, excesiva e hipersincrónica actividad neuronal en el cerebro ². Los análisis de esta y otras enfermedades, están basados en estudios EEG de larga duración, que generan mucha información. En muchos casos esta información es necesario almacenarla, transmitirla o en general manipularla en tiempo real para posteriormente diagnosticarla. Para esto se debe tomar en consideración, por ejemplo, que un registro EEG de 12 horas de duración, realizado con 24 canales y cada canal muestreado a 250 Hz con 12 bits por muestra, representa aproximadamente 390 MB de información. Lo anterior justifica el empleo de técnicas de compresión, que reduzcan la cantidad de información, conservando los parámetros de las señales necesarios para el adecuado diagnóstico médico ⁴.

Existen algoritmos de compresión que permiten transportar la misma información, pero empleando menor volumen de datos. En general estos algoritmos se pueden dividir en compresión sin pérdidas (*lossless compression*) cuando se logra una reproducción exacta de la señal y compresión con pérdidas (*lossy compression*) cuando se obvian componentes de la señal que se consideran irrelevantes para el diagnóstico y logran un alto nivel de similitud con la señal original.

Para señales EEG se han utilizado varios métodos de compresión ^{5,6} con los que se han obtenido resultados satisfactorios. Sin embargo, los métodos que emplean compresión sin pérdidas logran una baja tasa de compresión. Como alternativa se han utilizado métodos de compresión con pérdida ⁷⁻⁹, que aumentan la tasa de compresión introduciendo una pequeña distorsión en la señal que no impide realizar un adecuado diagnóstico. Actualmente el uso ambulatorio del EEG y su transmisión inalámbrica, conjuntamente con otras aplicaciones en telemedicina, han propiciado mayor desarrollo a la compresión de este tipo de señales.

Recientemente en ¹⁰ se ha detectado y grabado solamente la zona donde se presenta el ataque epiléptico. Esto permitió reducir un 50% de la cantidad de información a almacenar y procesar. Sin embargo muchos investigadores estudian la predictibilidad del ataque epiléptico en EEG de larga duración, revelando la existencia de rasgos en la señal que lo pueden predecir. Esto es clínicamente muy importante ya que los pacientes no necesitarían la administración continua del medicamento si no unos minutos antes ². Por otra parte demuestra la importancia de disponer de toda la información EEG para el estudio de la enfermedad. Sugiere además, la necesidad de analizar el comportamiento de este tipo de señales en la compresión, suponiendo que la alta sincronización alcanzada durante el ataque epiléptico pueda favorecer la compresión de la señal.

El objetivo principal de este trabajo es analizar el comportamiento de los parámetros alcanzados con la compresión de señales EEG que contienen actividad epiléptica en comparación con otras señales que no poseen esta actividad. En el esquema de compresión utilizado, la señal es previamente descompuesta por un banco de filtros. Las muestras obtenidas de la descomposición que son mayores a un valor umbral son cuantificadas de manera uniforme. El valor umbral es calculado a partir del parámetro de calidad establecido a priori. La codificación aprovecha la prevalencia de valores de poca amplitud en las señales EEG.

Primeramente en la sección II se presentan los parámetros que serán medidos a las señales comprimidas y el esquema de compresión utilizado. Finalmente se muestran los resultados en la sección III y las conclusiones.

MATERIALES Y MÉTODOS

La señal EEG empleada en los experimentos procede de la base de datos “*CHB-MIT Scalp EEG Database*” tomada en “*Children’s Hospital Boston*” ¹¹. La mayoría de los ficheros contienen varios registros de 23 canales EEG de niños. Los episodios epilépticos están marcados y se han utilizado con anterioridad para la detección de epilepsia. Utiliza 16 bits para representar las muestras obtenidas con una frecuencia de 256 Hz.

Parámetros de evaluación

Para analizar los resultados se utilizan varios parámetros de evaluación. El primer criterio es el PRD (*Percentage Root mean square Difference*) que se emplea como medida objetiva de la calidad de la señal reconstruida:

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=0}^{N-1} (x[n] - \hat{x}[n])^2}{\sum_{n=0}^{N-1} (x[n])^2}} \times 100, \quad (1)$$

siendo $x[n]$ la señal original y $\hat{x}[n]$ la reconstruida.

Este parámetro indica la calidad global obtenida y permite establecer en qué grado se ha conservado la forma de onda de la señal. El segundo parámetro es RMSE (*Root Mean Square Error*) que describe el error en términos absolutos, permitiendo establecer un criterio de comparación para señales de diferentes amplitudes. Este se expresa en μV .

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} (x[n] - \hat{x}[n])^2}. \quad (2)$$

El tercer parámetro CR es la tasa de compresión (*Compression Rate*), definida como:

$$CR = \frac{b_x}{b_c}, \quad (3)$$

donde b_x y b_c representan el número de bits totales de las señales original y comprimida respectivamente.

Esquema de compresión

El esquema utilizado está formado por tres etapas como se muestra en la figura 1: descomposición de la señal, cuantificación o reducción de entropía, y codificación sin pérdidas de la información cuantificada. La señal EEG es segmentada en épocas no solapadas de J segundos $x[n]$. Correspondientes a segmentos de N muestras, que pasan a través de un banco de filtros de M -canales, que descompone el segmento en subbandas $y[n]$ que luego son cuantificadas. La cuantificación se realiza en dos etapas, con un proceso de control de la calidad, resultando subbandas cuantificadas $\hat{y}[n]$. La etapa de codificación forma un flujo de datos $c[n]$ con una razón de compresión que depende del contenido de energía de cada subbanda y de la complejidad de la señal en el segmento.



Figura 1. Esquema de compresión.

El esquema de compresión utilizado en los experimentos, ya empleado con anterioridad en ¹² y ¹³, tiene las siguientes características:

- El filtrado se realiza empleando un banco de filtros coseno modulado de reconstrucción aproximada N-PR CMFB (*Nearly-Perfect Reconstruction Cosine Modulated Filter Bank*), para descomponer la señal EEG en subbandas ^{14, 15}.
- La etapa de cuantificación está basada en la selección de un valor umbral. Donde las muestras de las señales subbanda con menor amplitud que dicho valor umbral, se hacen ceros y las de mayor amplitud son cuantificadas de manera uniforme con B bits. El valor umbral se obtiene a partir de establecer previamente el valor de calidad esperado en la señal recuperada ¹⁶.

- La codificación está basada en mapa de significancia para codificar los coeficientes distintos de cero y codificación aritmética. El mapa de significancia marca la posición de las muestras distintas de cero. A su vez cada muestra distinta de cero se divide en dos símbolos ¹⁷, uno que marca la posición del bit más significativo distinto de cero, que se codifica con codificación aritmética y el resto no codificado. Esta codificación aprovecha la prevalencia de muestras de poca amplitud en la señal EEG.
- Para las corridas de ceros y unos del mapa de significancia se emplea codificación *run-length*.

Con los elementos descritos anteriormente se procesan señales que contienen zonas epilépticas y otras que no contienen, para comparar los resultados alcanzados. Los resultados son analizados utilizando los parámetros presentados en la sección anterior.

RESULTADOS

Los experimentos se realizan con la base de datos “*CHB-MIT Scalp EEG Database*” presentada en la sección II, de donde se han tomado señales que contienen episodios epilépticos y otras no. Para procesar las señales se han tomado segmentos de 2048 muestras, que forman un segmento de 8 segundos. Los bancos de filtros empleados descomponen la señal en 32 subbandas. Para la cuantificación se utilizan 7 bits y para el cálculo del valor umbral se emplea el PRD como parámetro de calidad esperada.

La señal chb01 corresponde a una niña de 11 años, y está formada por varios registros de 1 hora de duración, cada uno con 23 canales EEG.

Para el primer experimento se emplea el canal 10 (F4-C4) del registro chb01_02 que no contiene actividad epiléptica y del registro chb01_15 que contiene un episodio epiléptico de 40 segundos de duración, que se encuentra adecuadamente anotado.

En la figura 2 se muestra el PRD y CR para cada uno de los 450 segmentos del registro chb01_02, canal F4-C4 y en la parte superior los resultados globales.

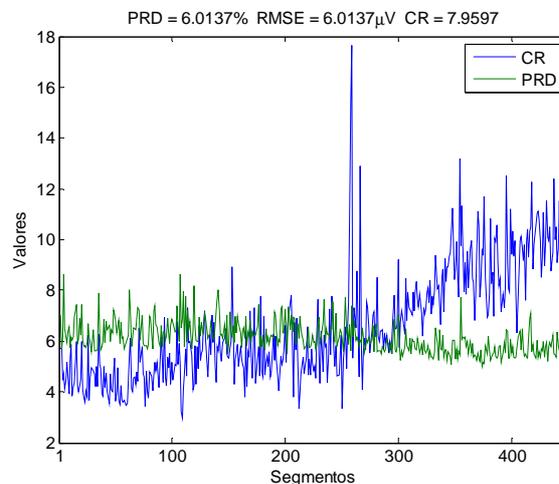


Figura 2. Resultados de CR y PRD para cada segmento del registro chb01_02.

En la figura 3 se muestra el PRD y CR para cada uno de los 450 segmentos del registro chb01_15, canal F4-C4 y en la parte superior los resultados globales. Se puede observar que la compresión de señales que contiene episodios epilépticos obtiene mejor calidad y más del doble de compresión que la señal de la figura 2, que no contiene los episodios epilépticos.

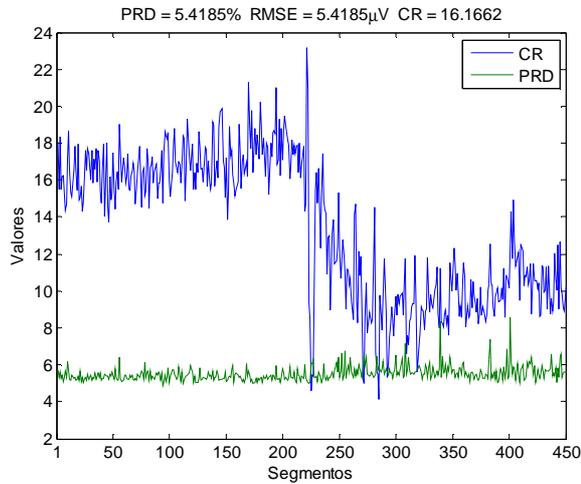


Figura 3. Resultados de CR y PRD para cada segmento del registro chb01_15.

Para verificar la influencia de la señal epiléptica dentro del registro chb01_15, se separa el segmento de 40 segundos que contiene la actividad epiléptica y se procesa por separado. En la figura 4 se presentan los resultados. La señal de error es poca y está distribuida equitativamente para todo el segmento. El PRD es mejor que los casos anteriores de las figuras 2 y 3, la CR es mucho

mayor alcanzando los 22.41.

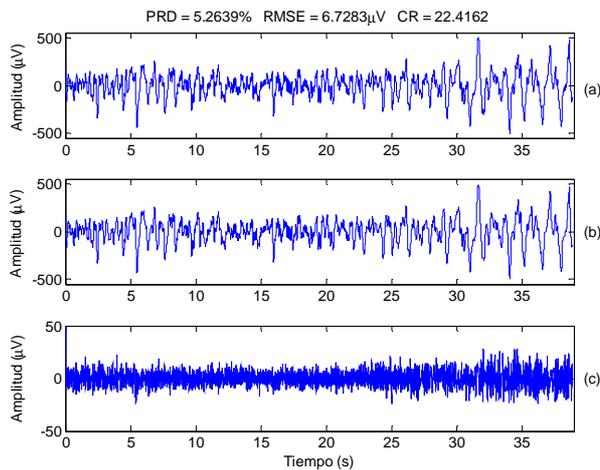


Figura 4. Episodio epiléptico de 40 segundos de duración en el registro chb01_15, canal F4-C4, (a) segmento original, (b) segmento reconstruido y (c) error.

La sincronización de la actividad neuronal que ocurre durante el ataque epiléptico, beneficia el proceso de compresión que precisamente se basa en descomponer a la señal en bandas de frecuencia. Al estar más concentrada la energía en un menor número

de bandas de frecuencia, se logra una mayor cantidad de ceros luego del proceso de cuantificación basado en el valor umbral y alcanza una elevada compresión.

En la figura 5 se compara el contenido de frecuencia del registro chb01_02 y el chb01_15. Se puede ver que existe mayor concentración en las bajas frecuencias para la señal que contiene episodios epilépticos.

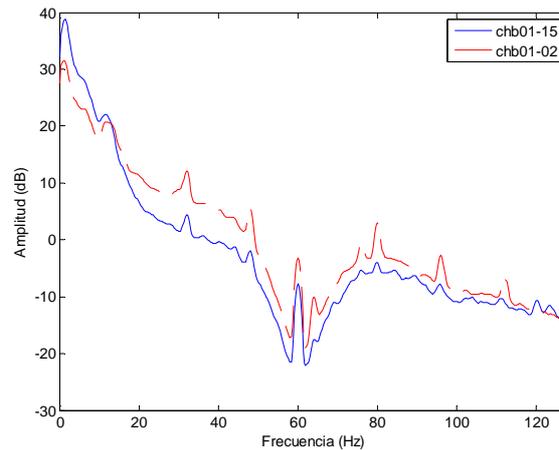


Figura 5. Contenido de frecuencia de los registros chb01_02 y chb01_15.

En la figura 6 se utilizan PRD de 2 a 10% para obtener el comportamiento CR vs. PRD de ambas señales pero presentando la media, para cada caso, de los 23 canales.

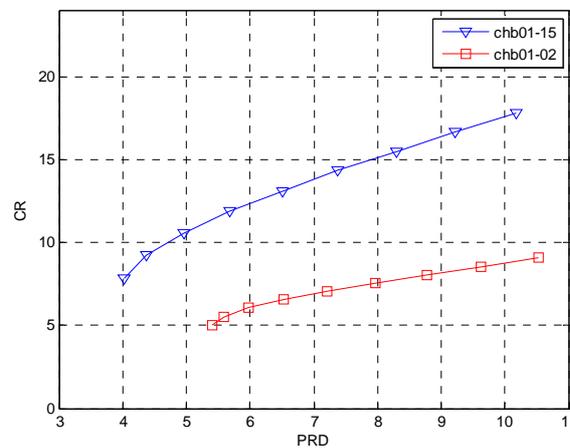


Figura 6. Comportamiento de la compresión para los registros chb01_02 y chb01_15, media de los 23 canales.

Se puede apreciar que para los 23 canales se obtiene mejores resultados tanto de calidad como de compresión cuando la señal contiene episodios epilépticos.

CONCLUSIONES

Debido a que la epilepsia se caracteriza por una anormal sincronización de la actividad neuronal en el cerebro, la presencia de episodios epilépticos en las señales cambia su comportamiento normal. Esto se puede manifestar, entre otros fenómenos no analizados aquí, a que el contenido de frecuencia se contraiga de manera que existan bandas de frecuencia con mayor actividad. Como resultado, al realizar la compresión de señales epilépticas se logran mejores parámetros, o sea, se logra mejor calidad y mayor compresión que las alcanzadas en señales similares pero que no contienen actividad epiléptica.

REFERENCIAS

1. **BERGER, H.:** "On the Electroencephalogram of Man. Electroencephalogr Clin Neurophysiol", Electroencephalogr Clin Neurophysiol, Vol. Suppl 28, pp. 32-73, 1969.
2. **SANEI, S., CHAMBERS, J.:** "EEG Signal Processing", Chichester, England; Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, Ltd, 2007.
3. **CASSON, A. J., RODRIGUEZ-VILLEGAS, E.:** "Toward Online Data Reduction for Portable Electroencephalography Systems in Epilepsy", IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. 56, No. 12, 2009.
4. **MEMON N., KONG, X., CINKLER, J.:** "Context-based Lossless and Near-lossless Compression of EEG Signals", IEEE Trans. Inform. Tech. Biom. Vol. 3, No. 3, 1999.
5. **ANTONIOL, G., TONELLA, P.:** "EEG data compression techniques", IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. 44, No. 2, pp. 105–114, 1997.
6. **YLOESTALO, J.:** "Data compression methods for EEG", Technol. Health Care 7, pp. 285–300, 1999.
7. **NIELSEN, M., KAMAVUAKO, E., ANDERSEN M., FARINA, D.:** "Optimal wavelet for biomedical signal compression", Med. Bio., Eng. Comput., vol. 44, pp 561-568, 2006.
8. **BRECHET, L., LUCAS, M., DONCARLI, C., FARINA, D.:** "Compression of biomedical signals with mother wavelet optimization and best-basic wavelet packet selection", IEEE Trans, Biomed, Eng, vol. 54, no. 12, pp. 2186-2192, 2007.
9. **CÁRDENAS-BARRERA, J., LORENZO-GINORI, J., RODRIGUEZ-VALDIVIA, E.:** "A wavelet-packets based algorithm for EEG signal compression", Med. Inf. Internet Med., vol. 29, no. 1, pp. 15–27, 2004.
10. **CASSON, A. J., YATES, D. C., SMITH, M., DUNCAN, J. S., RODRIGUEZ-VILLEGAS, E.:** "Wearable Electroencephalography. What is it, why is it needed, and what does it entail?," IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, No. 3, pp. 44-56, 2010.
11. **GOLDBERGER, AL., AMARAL, LAN., GLASS, L., HAUSDORFF, JM., IVANOV, PCH., MARK, RG., MIETUS, JE., MOODY, GB., PENG, C-K., STANLEY, HE.:** PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. Circulation 101(23):e215-e220, 2000.
12. **BAZÁN-PRieto, C., CÁRDENAS-BARRERA, J., BLANCO-VELASCO, M., CRUZ- ROLDÁN, F.:** "Alternativas de cuantificación en compresión de señales EEG", II Evento Regional de Bioingeniería 2010, Santa Clara, 2010.
13. **BAZÁN-PRieto, C., BLANCO-VELASCO, M., CÁRDENAS-BARRERA, J., CRUZ- ROLDÁN, F.:** "Criterios de calidad en compresión de señales EEG", Work Shop 2011, Santiago de Cuba, 2011.
14. **BAZÁN-PRieto, C., CÁRDENAS-BARRERA, J., BLANCO-VELASCO, M., CRUZ- ROLDÁN, F.:** "Análisis de esquemas de compresión de EEG basados en bancos de filtros modulados y transformadas Wavelet", Work Shop 2010, Santiago de Cuba, 2010.
15. **BLANCO-VELASCO, M., CRUZ-ROLDÁN, F., LÓPEZ-FERRERAS, F., MARTÍNEZ-MUÑOZ, D.:** "Comparison of Wavelet Packets with Cosine-Modulated Pseudo-QMF Bank for ECG compression", Proceeding of the 23rd annual EMBS International Conference, Istanbul, Turkey, 2001.
16. **BLANCO-VELASCO, M., CRUZ-ROLDÁN, F., LÓPEZ, F., BRAVO, Á. M., MARTÍNEZ, D.:** "A low computational complexity algorithm for ECG signal compression", Medical Eng. Phys. Vol. 26, No. 7, pp. 553–568, 2004.
17. **JIANHUA CHEN, FUYAN WANG, YUFENG ZHANG, XINLING SHI:** "ECG compression using uniform scalar dead-zone quantization and conditional entropy coding", Medical Engineering & Physics, Vol. 30, pp. 523–530, 2008.

AUTORES

Carlos Alberto Bazán Prieto

Ingeniero Electrónico. Máster en Electrónica. Profesor Auxiliar. Departamento de Electrónica y Telecomunicaciones. Facultad de Ingeniería Eléctrica. Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas. Correo: cabazan@uclv.edu.cu

Manuel Blanco Velasco

Ingeniero en Telecomunicaciones. Doctor por la Universidad de Alcalá. Departamento de Teoría de la Señal y Comunicaciones. Titular de Universidad de Alcalá. Alcalá de Henares, España.

Julián Luciano Cárdenas Barrera

Ingeniero Electrónico. Doctor en Ciencias Técnicas. Profesor Titular. Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información (CEETI). Facultad de Ingeniería Eléctrica. Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas.

Fernando Cruz Roldán

Ingeniero en Telecomunicaciones. Doctor por la Universidad de Alcalá. Departamento de Teoría de la Señal y Comunicaciones. Catedrático de Universidad de Alcalá. Alcalá de Henares, España.

Recibido: Diciembre 2011

Aprobado: Febrero 2012