

Implementación de un algoritmo de identificación de fuentes como ayuda en el diagnóstico de epilepsias focales

M. A. Centeno Bautista^{1*}, M. M. Morín Castillo¹, H. Ramírez Díaz², J.J. Oliveros Oliveros³,
A. Santillán Guzmán³, C. Netzahualcóyotl Bautista³, M. Gutiérrez Arias¹,

¹Facultad de Ciencias de la Electrónica, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, Pue., México, ²Sistemas Computacionales, Instituto Tecnológico Superior de Eldorado, Eldorado, Sin., México, ³Facultad de Ciencias Físico-Matemáticas, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, Pue., México

* alexcenba@hotmail.com

Resumen—El presente trabajo tiene como finalidad la implementación de un algoritmo basado en modelos matemáticos cuasi estáticos de medio conductor, que permitan realizar una identificación espacial del foco epiléptico a partir de lecturas electroencefalográficas. Dicha implementación es en un FPGA (Field Programmable Gate Array), programado en lenguaje VHDL, este algoritmo mejorará así la ubicación del área afectada. Para validar el algoritmo se usaron datos creados sintéticamente a través de modelos matemáticos para generar una fuente con forma de función campana y datos electroencefalográficos semi-simulados, donde a la función campana se le hizo una superposición de un registro real.

Palabras clave—Epilepsia focal, VHDL, FPGA

I. INTRODUCCIÓN

La epilepsia es una enfermedad que afecta alrededor de 50 millones de personas en todo el mundo, esto quiere decir que es una de las principales enfermedades de tipo neurológico [1]. Su principal característica es que el sistema nervioso central muestra una gran cantidad de actividad ya sea de forma total o sólo de alguna parte de éste. La epilepsia puede ser de tipo generalizada (cuando existen descargas neuronales anormales que afectan el cerebro completo ocasionando pérdida de consciencia o espasmos musculares) o focalizada (también llamada parcial, y en la que las alteraciones se dan en una o más zonas localizadas en el cerebro) [2]. La epilepsia focalizada es el que se aborda en este trabajo.

El tratamiento de primera intención en pacientes con epilepsia focal es farmacológico, pero cuando los pacientes no responden adecuadamente se opta por realizar una cirugía para la resección de la zona dañada que produce los focos epilépticos. Una adecuada identificación permite que sólo sea reseçada la parte afectada y así no dañar otras zonas del cerebro, evitando posibles secuelas de la cirugía [3].

Existen otros algoritmos y métodos matemáticos que buscan tener una localización de fuentes más precisa [4] obtenidas a partir de la solución del problema inverso electroencefalográfico (PIE) estudiado ampliamente [5]. Sin embargo, el problema con estos modelos y métodos es que emplean operaciones complejas que son difíciles de

implementar en dispositivos digitales tales como los FPGA y por lo tanto los vuelven menos portables. El objetivo de este trabajo es realizar la implementación de un algoritmo matemático basándose en dipolos eléctricos para la recuperación de fuentes en un dispositivo que sea portátil e independiente de una computadora. Este algoritmo tiene la ventaja de crear una representación más precisa de la actividad eléctrica en la corteza cerebral que los algoritmos de tipo distribuido. Esto se debe a que la fuente se considera un dipolo eléctrico, lo cual permite plantear el problema inverso asociado y a su vez el algoritmo de recuperación con más precisión al usar coordenadas esféricas para definirlo. La finalidad es que el dispositivo sea capaz de leer los datos guardados en algún dispositivo de almacenamiento y poder dar una interpretación rápida en cualquier lugar, sin depender de software especializado ni de una computadora. Para ello, se emplea el algoritmo propuesto en [6], el cual se puede realizar en un FPGA con operaciones matemáticas simples.

En la sección II, se presenta la Metodología empleada, comenzando con una breve descripción del modelo matemático y continuando con la explicación de su implementación en VHDL. En la sección III, se presentan los resultados. La discusión de éstos se encuentra en la sección IV. Finalmente, la sección V contiene las Conclusiones.

II. METODOLOGÍA

A. Modelo matemático

Para modelar la actividad eléctrica que proviene del cerebro y cómo ésta se expresa en las lecturas del EEG en el cuero cabelludo, se emplea una interpretación de la estructura de la cabeza planteada en [7], donde se representa a la cabeza como esferas concéntricas. En el presente trabajo se aborda la representación bidimensional, es decir, se retoma el concepto de áreas delimitadas, pero en lugar de emplear esferas concéntricas en este caso se emplean dos círculos concéntricos para las estructuras de la cabeza. Las características que tienen estos círculos son: Cada círculo representa una región, denotada por Ω_i . La conductividad eléctrica (σ_i) es homogénea en cada región y están delimitadas por una frontera S_i . Así se tienen dos regiones: Ω_1 representa el cerebro y Ω_2 son las estructuras restantes de la cabeza. S_1 es la corteza cerebral y S_2 el cuero cabelludo. Y sus respectivas conductancias son σ_1 y σ_2 .

Con esta representación se generan condiciones para el modelo matemático de la cabeza cuya forma toma la de una ecuación de Laplace [7]. El modelo queda de la forma:

$$\begin{aligned} \Delta u_1 &= 0 & \text{en } \Omega_1 \\ \Delta u_2 &= 0 & \text{en } \Omega_2 \end{aligned} \quad (1)$$

Donde u_i es el potencial en cada región. Las condiciones de frontera para resolver el modelo son

$$\begin{aligned} u_1 &= u_2 & \text{en } S_1 \\ \sigma_1 \frac{\partial u_1}{\partial n_1} &= \sigma_2 \frac{\partial u_2}{\partial n_1} + J \cdot n_1 & \text{en } S_1 \\ \sigma_2 \frac{\partial u_2}{\partial n_1} &= 0 & \text{en } S_2 \end{aligned} \quad (2)$$

Donde J es la densidad de corriente y n_i es el vector normal en la frontera. Usando este modelo, es posible recuperar la forma y localización de una fuente eléctrica o foco epiléptico.

Se plantea que, en este caso, la fuente se ubica exclusivamente en la corteza cerebral. Es así que resolviendo la ecuación (1) con las condiciones en (2) se puede obtener un algoritmo del cual a partir de las mediciones del EEG se obtenga una correlación entre la fuente y la medición como se analiza en [8]; en particular con la ubicación de la fuente en la corteza cerebral. Este algoritmo representa la solución al PIE, cuya ecuación corresponde a [6]:

$$g(\theta) = \sum_{k=1}^{\infty} \frac{R_2 a_k}{R_2 (a_k)^2 + \alpha R_1} [V_{k,\delta}^1 \cos k\theta + V_{k,\delta}^2 \sin k\theta] \quad (3)$$

Con:

$$a_k = \frac{2R_1^{k+1}R_2^k}{k[(\sigma_1 - \sigma_2)R_1^{2k} + (\sigma_1 + \sigma_2)R_2^{2k}]} \quad (4)$$

donde V_k^1, V_k^2 son los coeficientes de la serie de Fourier que representan el EEG; R_1, R_2 son los radios de los círculos que representan el cerebro y la cabeza, respectivamente; σ_1, σ_2 , denotan las conductividades de cada región; α , corresponde al factor de regularización para el algoritmo de recuperación de fuentes (ARF); y $g(\theta)$ representa la fuente en la corteza cerebral con respecto al ángulo (θ) u orientación de los electrodos, que en el caso bidimensional se encuentran en una semicircunferencia. Esto es, g representa la actividad eléctrica calculada del cerebro si los electrodos se colocaran directamente en la corteza y tienen la misma distribución que la de los canales con los cuales se calcula.

El ARF del PIE es el que sirve para la identificación espacial de la fuente a partir los valores de θ y la forma que muestre la gráfica de g , calculándose en un instante de tiempo, esto quiere decir que es un modelo cuasi-estático. Los valores obtenidos del cálculo permiten generar una gráfica de la actividad eléctrica de la corteza cerebral con respecto a la posición angular de los canales.

Como se ve en (3) y (4) el ARF presenta una estructura matemática simple lo que facilita ser implementado en VHDL. La implementación se detalla a continuación.

B. Implementación

Para la lectura de datos en VHDL, éstos deben estar en sistema binario. Los datos son representados mediante punto fijo de 16 bits para la parte decimal, 7 bits para la parte entera y un bit de signo, con lo que se tiene una longitud de palabra de 24 bits. Para realizar la conversión de decimal a binario, se ha diseñado una interfaz gráfica en MATLAB previa al procesamiento en VHDL. Esta consiste en seleccionar el registro EEG que se desea analizar, real o sintético. Esta señal tiene un registro de 14 canales monopares y una frecuencia de muestreo de 128 Hz. Si las señales provienen de la diadema Epoc+ de la marca Emotiv®, usado para investigación, se registran 14 canales: AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8 y AF4. Después de cargar el archivo se transforma del formato EDF, que es el formato con el que es guardado por el sistema de registro, a formato tipo `.mat`. Si son datos sintéticos, se omite la transformación de formatos.

Una vez en `.mat` se selecciona un segmento de cuatro segundos, debido a que es la capacidad de almacenamiento que se diseñó en la implementación en el FPGA. Esto significa que se seleccionan 512 muestras para ser analizadas. Al decidir el segmento, los datos del registro seleccionados son pre-procesados. Es decir, se normalizan a tener un valor medio igual a cero y una varianza unitaria. Enseguida, y de manera automática, los valores de la señal normalizada son transformados a binario y guardado en un archivo con formato `.txt`.

En VHDL, los datos son leídos del archivo `.txt`, indicando la dirección en donde se encuentra éste en el programa creado. El primer paso del programa en VHDL consiste en almacenar en una memoria RAM (Random Access Memory) los datos provenientes del archivo de texto. Esta RAM cuenta con una capacidad de almacenar cuatro segundos de registro para cada uno de los catorce canales, es decir, 7168 palabras de 24 bits (14x512).

Posteriormente, para eliminar los artefactos musculares, las señales se pasan por un filtro FIR (Finite Impulse Response) pasa-bajas con una ventana Chebyshev, cuya frecuencia de corte es de 30 Hz y un orden de 50. Los coeficientes del filtro fueron calculados en MATLAB. Dichos coeficientes son usados en VHDL para realizar el filtrado. Cada canal pasa por el filtro de forma independiente y son almacenados en una segunda RAM con la misma capacidad de almacenamiento.

La señal filtrada es leída de la segunda RAM e ingresada al módulo que contiene el ARF del problema inverso. Cada muestra de los catorce canales es leída al mismo tiempo, con un total de 512 muestras por canal que pasan por el ARF.

Para proceder con el ARF, primero se calculan los primeros 30 coeficientes de la serie de Fourier de la señal EEG para cada instante de tiempo. De forma experimental se probó en el desarrollo de este trabajo que esta cantidad de coeficientes son suficientes para mantener un error $\epsilon < 0.1$, con respecto a señales sintéticas de prueba. Obtenidos los coeficientes de Fourier, éstos se ingresan al ARF en la ecuación (3) para estimar los valores de la fuente en la corteza cerebral. Esto genera 14 valores por muestra, que representan las mediciones que tendría la corteza cerebral si se estuviera realizando una electrocorticografía de 14 canales. Es decir, se estaría recuperando la fuente. El algoritmo se repite 512 veces, que es el número de muestras correspondiente a 4 segundos.

Los datos que se obtienen se guardan en un archivo de texto con el mismo formato en binario de punto fijo con el que se leyeron por parte de VHDL descrito anteriormente. Este archivo de texto con los datos de salida del algoritmo puede ser leído en MATLAB donde se hace la conversión de binario con punto fijo a decimal.

Todo el proceso en VHDL está diseñado para que se realice de forma automática y secuencial una vez que se le indica que comience con el procesamiento de los datos.

III. RESULTADOS

Para validar el funcionamiento del ARF se requiere de señales EEG cuyo comportamiento y fuente se conozcan. En otras palabras, se necesita saber la forma de la fuente en la corteza cerebral, S_I , que origina un registro EEG dado. Debido a que los eventos epilépticos en el EEG se observan como picos paroxísticos y de distribución espacial, la fuente que los genera debe mostrar ese mismo comportamiento. Por tal motivo se diseña una fuente epiléptica cuya forma corresponde a una función campana super-Gaussiana, debido a que esta función asemeja un evento paroxístico en los registros del EEG.

Se genera en MATLAB un registro EEG de 14 canales que sólo muestre la actividad de la fuente diseñada en corteza cerebral y con una duración de cuatro segundos. El registro se genera con una frecuencia de muestreo de 128 Hz. Estos canales se encuentran separados entre ellos equidistantemente en una semicircunferencia, con un ángulo de separación de 13.84° .

Este registro EEG sintético se pre-procesa de la misma forma que se ha detallado: Se normaliza, se transforma a formato binario de punto fijo y se guarda en un archivo de texto. Los datos son leídos en VHDL e ingresados al ARF como se describió. Los resultados son guardados en un archivo de texto.

Estos datos son cargados en MATLAB donde se transforman a valores decimales y se grafican. La Fig. 1 muestra la gráfica de la fuente original, en la cual se observa

que tiene forma Gaussiana, teniendo la amplitud más grande en la muestra 294, correspondiente al segundo 2.29, con una amplitud de 0.88 mV y una varianza de 0.22.

En Fig. 2 se muestra la gráfica de la señal recuperada, en la cual se observa una forma Gaussiana, con su amplitud más grande (1.09 mV) en la muestra 320, correspondiente al segundo 2.5, presentando una varianza de 0.17. Comparando la fuente original con la recuperada, se tiene un error aproximado de 0.21 en la amplitud y una diferencia en la varianza de 0.05.

El algoritmo implementado también se validó usando señales reales provenientes de un sujeto sano, registradas con la diadema Epoc+ y superponiendo la fuente epiléptica previamente creada en los 14 canales registrados. Eso se hizo a manera de contaminar la señal sintética y observar cómo trabaja el algoritmo.

Para que los canales que provienen del Epoc+ tengan una representación bidimensional, se proyectan en una semicircunferencia que corresponde a S_2 , donde AF3 es el canal ubicado en 0° y AF4 se encuentra a 180° . Esto implica que, al igual que en el registro sintético, cada canal tiene una separación de 13.84° entre ellos. Así se superponen los canales de la señal EEG sintética con los del EEG real uno a uno.

De la misma forma que para el caso sintético, primero se hace un preprocesamiento de la señal y después se guarda en

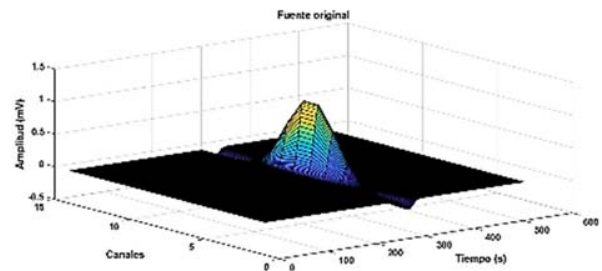


Fig. 1. Fuente original. Se aprecia la forma de la función campana

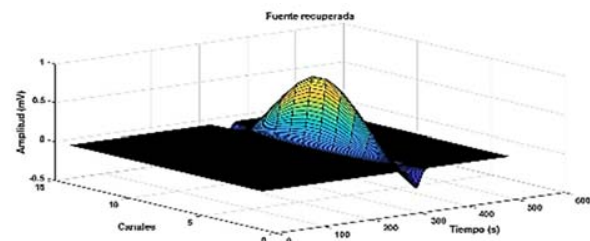


Fig. 2. Fuente recuperada. Se aprecia un cambio en la forma de la función campana y un desplazamiento en el tiempo de 20 ms.

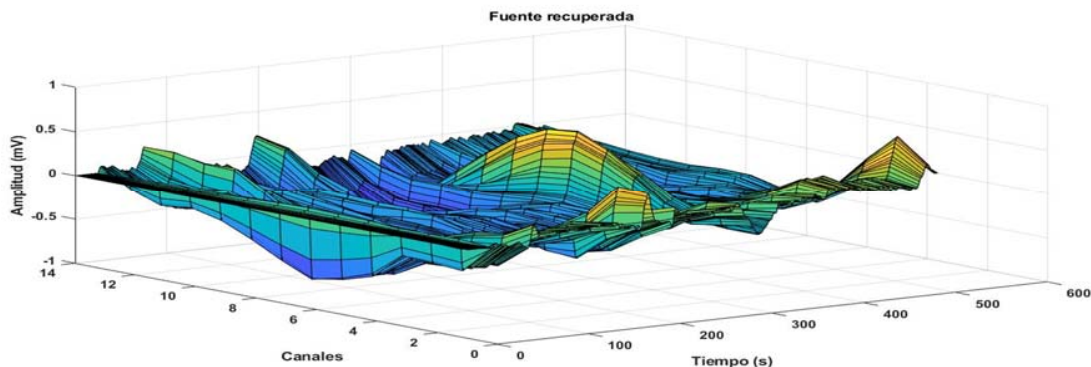


Fig. 3 Gráfica de la fuente recuperada usando señales EEG reales y superponiendo la fuente sintética. Se aprecia un cambio en la forma de la función campana y un desplazamiento en el tiempo

un archivo de texto con formato binario de punto fijo. Se leen los datos en VHDL y se genera también un archivo de texto. El archivo de texto con los nuevos datos de la fuente recuperada son cargados en MATLAB donde se grafican. La gráfica de la fuente recuperada con el ARF se muestra en la Fig. 3.

IV. DISCUSIÓN

Se puede observar que en la señal recuperada (Fig. 2) la forma de la función campana se mantiene con una varianza menor a la original. Además, presenta un desplazamiento de 20 ms con respecto de la fuente original. Este desplazamiento obedece al paso de las señales del EEG por el filtro FIR. También se puede observar en la Fig. 3 que con la superposición de la fuente a un EEG real presenta una variación en cuanto a la recuperación de la fuente, sin embargo, es posible identificarla. Esto indica que el algoritmo implementado no muestra mayor problema, es decir, no afecta la identificación de la forma ni de la ubicación espacial de la fuente.

V. CONCLUSIÓN

En este trabajo se presentó un algoritmo implementado en VHDL para la recuperación de fuentes corticales. Dicho algoritmo se validó con una fuente creada sintéticamente y con señales EEG reales superponiendo la fuente sintética. En ambos casos, se pudo recuperar la fuente con algunas variaciones y desplazamientos. Sin embargo, el algoritmo propuesto cumple con el objetivo de hacer una identificación de la forma y ubicación de fuentes a partir de registros EEG.

Como implementación futura, se pretende utilizar una interfaz gráfica para que el archivo de texto sea guardado en una memoria SD/microSD, la cual pueda ser leída con ayuda de un microcontrolador que enviaría a su vez los datos del registro al FPGA. Los datos procesados con el ARF se guardarían en un archivo de texto, empleando nuevamente el microcontrolador para este fin.

RECONOCIMIENTOS

El autor agradece el apoyo del CONACYT mediante el apoyo 443966.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Megiddo I, Colson A, Chisholm D, Dua T, Nandi A, and Laxminarayan R (2016). Health and economic benefits of public financing of epilepsy treatment in India: An agent-based simulation model. *Epilepsia Official Journal of the International League Against Epilepsy* DOI: 10.1111/epi.13294.
- [2] Falco-Walter J, Scheffer I, Fisher R. The new definition and classification of seizures and epilepsy. *Epilepsia Res.* 139 73-79, 2018. DOI: 10.1016/j.eplepsyres.2017.11.015.
- [3] Sithinamsuwan B, Usui N, Tottori T, Terada K, Kondo A, Matsuda K, Baba K, Inoue Y. Seizures with tonic posturing: Semilogic difference between supplementary sensorimotor area (SSMA) origin and extra-SSMA origin. *Epilepsia Official Journal of the International League Against Epilepsy.* 57(2) e39–e44, 2016. DOI: 10.1111/epi.13283
- [4] Bradley A, Yao J, Dewald J, Richter C-P. Evaluation of electroencephalography source localization algorithms with multiple cortical sources. *PLoS ONE.* 11 (1) e 0147266, 2016. DOI: 10.1371/journal.pone.0147266
- [5] Pascual-Marqui R. Review of methods for solving the EEG inverse problem. *IJBEM.* 1 (1) 75-86, 1999.
- [6] Fragueta A, Oliveros J, Morín M, Cervantes L. Inverse electroencephalography for cortical sources. *Applied Numerical Mathematics.* 55 (1) 191-203, 2005. DOI: 10.1016/j.apnum.2005.02.004
- [7] Oliveros J, Morín M, Conde J and Fragueta A. A regularization strategy for the inverse problem of identification of bioelectrical sources for the case of concentric spheres. *Far east journal of applied mathematics.* 77(1), 1-20, 2013
- [8] Oliveros J, Morín M, Aquino F and Fragueta A. Analysis of the inverse electroencephalographic problem for volumetric dipolar sources using a simplification. *Revista Mexicana de ingeniería biomédica.* 35(2), 115-124, 2014.