



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA
MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA
OPCIÓN EN AUTOMATIZACIÓN

TESIS QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRO EN CIENCIAS DE LA
ELECTRÓNICA, OPCIÓN EN
AUTOMATIZACIÓN

DISEÑO DE UN SISTEMA EMBEBIDO EN UN FPGA
PARA EL ANÁLISIS DE SEÑALES
ELECTROENCEFALOGRÁFICAS EMPLEADAS EN LA
IDENTIFICACIÓN DE PATOLOGÍAS

Presenta:

Ing. Manuel Alejandro Centeno Bautista*

Directores:

Dra. María Monserrat Morín Castillo

Dr. José E. Moisés Gutiérrez Arias

Dr. Héctor Ramírez Díaz

Puebla, Pue., Agosto 2019

*Becario CONACYT

Agradecimientos

Quiero agradecer a mi esposa ya que su apoyo y aliento constante me motivó todo el tiempo para no dejarme vencer pese a las adversidades que se presentaron. Estuvo todo el tiempo conmigo brindándome se cariño y entusiasmo.

También quiero agradecer a mi familia que ha estado conmigo durante estos años de estudio. Especialmente a mi mamá y a mi tía Chío por acompañarme en todas las etapas de mi formación y siempre dar ese extra para que pudiera salir adelante.

Agradezco a la Dra. Monserrat Morín de tesis que desde el comienzo siempre fue muy amable y me brindó su ayuda en asuntos más allá de su responsabilidad como asesora.

Un agradecimiento especial a la Mtra. Claudia Nezahualcóyotl por hacer más divertido el tiempo de estudio y preparación en la maestría.

Otro agradecimiento especial a la Dra. Alina Santillán, ya que sin ser mi asesora me ayudó en gran medida en la realización de esta investigación. Sin sus consejos no hubiera podido terminar esta tesis.

Dedicatoria

A mi madre por tantos años de apoyo incondicional

A mi esposa por ser la razón de querer ser una mejor versión de mí.

Resumen

En el presente trabajo se realizó la implementación en un FPGA de un algoritmo de identificación de fuentes electroencefalográficas, presente en la literatura. Este algoritmo parte de mediciones realizadas en el cuero cabelludo mediante electroencefalografía y recrea la fuente que origina estas mediciones, bajo la suposición que la fuente se genera en la corteza cerebral.

La implementación fue realizada en la tarjeta Basys 3 de Digilent que cuenta con un FPGA Artix-7

Para llevar a cabo la implementación del algoritmo y que este pudiera ser ejecutado en el FPGA con datos reales o sintéticos, se diseñaron módulos en VHDL para ayudar con la implementación. Dentro de estos se incluyen los módulos de comunicación serial y la creación de la RAM junto con el control de lectura y escritura de la memoria.

Además de estos módulos, se diseñaron y probaron diferentes filtros FIR para que los datos que se emplearan en el algoritmo no presentaran datos no deseados o artefactos, debidos a diferentes causas. Al final se emplea un filtro FIR pasa bajas para eliminar artefactos musculares.

Para finalizar, la programación del algoritmo fue optimizado en cuanto a operaciones para que pudiera ser interpretado y ejecutado en el FPGA mediante la programación en VHDL. Al tener todos los componentes de la implementación se realizaron pruebas para comparar los resultados obtenidos en el FPGA con los que se simulaban en el software MATLAB.

Índice

Índice	i
Introducción	1
Planteamiento del problema	1
Justificación	2
Propuesta de solución de tesis	2
Objetivos	2
Objetivo General:	2
Objetivos específicos:	2
Capítulo 1	4
Antecedentes	4
1.1 Historia	4
1.2 Estado del Arte	6
Capítulo 2	8
2 Marco teórico	8
2.1 Conceptos básicos matemáticos	8
2.1.1 Gradiente	8
2.1.2 Divergencia	9
2.1.3 Rotacional	9
2.2 Fundamentos de electromagnetismo	9
2.2.1 Ecuaciones de maxwell	10
2.2.2 Ecuación de continuidad	11
2.3 Electroencefalograma	11
2.3.1 Ondas cerebrales	11
2.3.2 Origen y clasificación de las ondas cerebrales	12
2.3.3 Técnicas de registro electroencefalográfico	13
2.3.4 Posicionamiento de los electrodos superficiales	15
2.3.5 EEG digital	16
2.3.6 Artefactos en el registro electroencefalográfico	16
2.3.7 Artefactos musculares	17
2.3.8 Epilepsia	17
2.4 Sistemas digitales	19
	i

2.4.1	Procesamiento de señales	19
2.4.2	FPGA	19
2.4.3	VHDL	21
2.4.4	Procesadores digitales de señales	22
2.4.5	Filtros digitales	22
2.5	Representaciones de modelos matemáticos del cerebro	26
2.5.1	Modelos realistas de la cabeza	26
2.5.2	Modelos esféricos de la cabeza	26
2.5.3	Modelos realistas con complejidad esférica	27
2.5.4	Modelo de medio conductor para la actividad eléctrica del cerebro	27
2.6	Modelado matemático del cerebro	28
2.6.1	Condiciones de contorno	30
2.6.2	Identificación de fuentes corticales	31
Capítulo 3		33
3	Diseño y pruebas del sistema digital	33
3.1	Diseño y pruebas filtros digitales	33
3.2	Implementación y pruebas FPGA	46
3.3	Procesamiento de las señales	51
Capítulo 4		54
4	Implementación	54
Capítulo 5		58
Conclusiones		58
Apéndices		59
Apéndice A publicaciones		60
Bibliografía		65
5	Bibliografía	65

Índice de figuras

Figura A. Diagrama a bloques del sistema.	2
Figura 1.1 Ilustración de los experimentos de Galvani con las ancas de rana.	4
Figura 1.2 Primer electroencefalograma documentado realizado por Hans Berger	5
Figura 1.3 Software BESA. Captura de pantalla donde se muestra la interpretación de la actividad eléctrica tomado del sitio web de BESA	7
Fig. 2.1 Diversos tipos de ondas cerebrales en el electroencefalograma. Tomado de Tratado de Fisiología Médica	13
Figura 2.2 Electrodo de contacto A) Esquemático de un electrodo de contacto B) Colocación de los electrodos de contacto. Tomado de Principios de Neurociencias, Kandel	14
Figura 2.3 Colocación de electrodos en casco de malla. Tomado de Principios de Neurociencias, Kandel	14
Figura 2.4 Sistema 10-20 de posicionamiento de los electrodos en un EEG. A) Vista de perfil. B) Vista superior. Tomado de Principios de Neurociencias, Kandel	15
Figura 2.5 Artefacto muscular. Se aprecia un aumento de la frecuencia y de la amplitud del registro en una zona delimitada y de duración finita. Tomado de EEG signal procesing, Chambers	17
Figura 2.6 Epilepsia focal. Se resaltan los canales en donde se presentan las espigas. Tomado de EEG Signal Procesing, Chambers	19
Figura 2.7 Estructura interna de un FPGA. Tomado de VHDL: El arte de programar sistemas digitales.	20
Figura 2.8 Tipos de filtro por su frecuencia pasante y frecuencia eliminada. Tomado de Implementación de filtros digitales, Álvarez Cedillo.	23

Figura 2.9 Convolución de la ventana y la respuesta del filtro, representación gráfica. Tomado de Implementación de filtros digitales, Álvarez Cedillo.	25
Figura 2.10 Representación esquemática de la cabeza en dos capas conductoras.	28
Figura 2.11 Esquema donde se muestra la relación del ángulo de la medición obtenida y el valor de la fuente recuperada	32
Figura 3.1 Señal generada para prueba. Gráfica obtenida de Matlab	34
Figura 3.2 Señal antes y después del filtro FIR. Gráfica obtenida de Matlab	34
Figura 3.3 Comparación de las señales original y filtrada. Gráfica obtenida de Matlab	35
Figura 3.4 Filtro Pasa banda onda delta. Gráfica obtenida mediante Signal Processing Toolbox de MATLAB	36
Figura 3.5 Filtro pasa banda onda theta. Gráfica obtenida mediante Signal Processing Toolbox de MATLAB	37
Figura 3.6 Filtro pasa banda onda alpha. Gráfica obtenida mediante Signal Processing Toolbox de MATLAB	38
Figura 3.7 pasa banda onda beta. Gráfica obtenida mediante Signal Processing Toolbox de MATLAB	39
Figura 3.8 pasa banda onda gamma. Gráfica obtenida mediante Signal Processing Toolbox de MATLAB	40
Figura 3.9 Las cinco ondas artificiales y el EEG creado sumando todas las ondas. Gráficas obtenidas de MATLAB	41
Figura 3.10 Señal filtrada. Se comparan las señales filtradas con las señales originales. Gráficas de MATLAB	42
Figura 3.11 Señales filtradas con diferentes frecuencias. Comparación de las señales originales variando la frecuencia.	43

Figura 3.12 EEG artificial con adición de tres espigas	43
Figura 3.13 Señal artificial con foco epiléptico contaminada con artefacto muscular sintético.	44
Figura 3.14 EEG filtrado. Gráfica después de pasar la señal con el artefacto muscular por el filtro FIR	45
Figura 3.15 Señal con artefactos descompuesta por los filtros pasabanda. Al final se vuelve a reconstruir la señal sumando los componentes obtenidos de los filtros.	45
Figura 3.16 Esquemático RTL del filtro FIR, onda delta. Esquema obtenido del software Xilinx	46
Figura 3.17 Salida de la simulación del filtro implementado. Esquema obtenido del software Xilinx	47
Figura 3.18 Recursos utilizados por filtro. Resumen generado en el software Xilinx	47
Figura 3.19 Recurso utilizados en el rediseño de los filtros. Resumen generado en el software Xilinx	48
Figura 3.20 Comparación de la señal original y la señal filtrada por el filtro implementado en FPGA. Azul señal original, roja señal después del filtro.	48
Figura 3.21 Esquemático de la implementación de los cinco filtros FIR pasabanda y el filtro FIR pasa bajo. Esquema generado en el software Xilinx	49
Figura 3.22 Utilización de los recursos internos del FPGA con la implementación de los filtros	50
Figura 3.23 Utilización de los recursos internos del FPGA con todos los módulos. Obtenido del reporte de utilización de Vivado	50
Figura 3.24 Sistema Epoc+ y la colocación de los 14 canales	51
Figura 4.1 Fuente original. Se aprecia la forma de la función campana	53

Figura 4.2 Fuente recuperada. Se aprecia un cambio en la forma de la función campana y un desplazamiento en el tiempo de 20 ms.	55
Figura 4.3 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	55
Figura 4.5 Gráfica comparativa en donde se muestra arriba la fuente recuperada y abajo el registro sintético original.	56

Introducción

Planteamiento del problema

La medición y cuantificación de la actividad eléctrica del cerebro ha sido por mucho tiempo un tema central en los diferentes estudios que se enfocan en entender el comportamiento de la actividad neuronal ante diversos estados fisiológicos y patológicos. Los impulsos eléctricos que se llegan a medir con los dispositivos adecuados provienen de la actividad eléctrica de varias neuronas. Es así que, mientras las investigaciones microscópicas y bioquímicas se centran en la fisiología de la neurona como unidad básica del cerebro, los estudios que se realizan trabajando con la actividad eléctrica del cerebro tratan de cubrir un panorama más general de su funcionamiento así como de las interacciones macroscópicas del mismo.

Es por esto que cuando se habla de un estudio del cerebro empleando las mediciones eléctricas del mismo, se refiere a cómo los impulsos eléctricos de un grupo de neuronas se pueden interpretar y asociar a: *a)* actividades fisiológicas, como el sueño o vigilia; *b)* actividades cotidianas, como resolver problemas, leer o escuchar música; *c)* respuesta a eventos, como el caso de potenciales evocados; y *d)* patologías, tales como enfermedades cerebro-vasculares, cicatrización del tejido nervioso, epilepsias, entre otros.

Parte de las investigaciones se enfocan en obtener información con respecto a patrones, frecuencias o algunas otras características para saber cómo funciona el cerebro en las diferentes actividades y patologías basándose en los registros eléctricos provenientes del cuero cabelludo o electroencefalograma. No obstante, aunque esta información ha demostrado tener un gran valor clínico, no refleja la realidad exacta de la actividad eléctrica del cerebro. Para poder tener una verdadera comprensión de lo que sucede en el cerebro, específicamente en la corteza cerebral, se tendrían que colocar sensores directamente en alguna parte del cerebro para obtener datos que no se encuentren alterados por los diferentes tejidos y estructuras de los que se compone la cabeza. Esto, notablemente, resultaría en procedimientos altamente invasivos.

Una alternativa a llevar a cabo estos procedimientos es emplear el electroencefalograma y usar algún procedimiento o herramienta matemática para analizar la información. Este procedimiento matemático debe arrojar como resultado algún dato del problema que se esté abordando en función de los registros electroencefalográficos. Con una herramienta de este tipo, se podrían caracterizar mejor los diferentes estados y patologías cerebrales.

Para emplear cualquier tipo de procedimiento matemático en un ambiente de investigación o incluso en la clínica se debe diseñar un dispositivo electrónico que lea registros de electroencefalogramas realizados previamente a pacientes y los procese dando como

resultado un una nueva interpretación o nuevos datos que puedan ser evaluados en el mismo lugar de la investigación. Como parte del diseño del dispositivo se debe tener en cuenta la incorporación de filtros digitales que servirán para eliminar los ruidos y demás perturbaciones que no sean propias de la actividad eléctrica del cerebro medida en el cuero cabelludo. Sumado a esto, se debe contemplar la forma de almacenar los datos leídos y que se generen en el procesamiento interno del dispositivo para un post-procesamiento.

Justificación

La posibilidad de generar una representación de las fuentes eléctricas a partir de un electroencefalograma y modelos matemáticos de recuperación de fuentes permite que el estudio de patologías del cerebro, donde se involucra la transmisión de señales eléctricas, pueda ser evaluado en cualquier lugar que se cuente con un electroencefalograma. Es decir, no se requiere de equipo especial o instalaciones específicas, ni de un procedimiento complejo o invasivo, con la cual se podrían estudiar las fuentes eléctricas que se producen directamente en el cerebro. Esto también implica una reducción en los costos para investigaciones o pruebas que requieran estudios más complejos.

Propuesta de solución de tesis

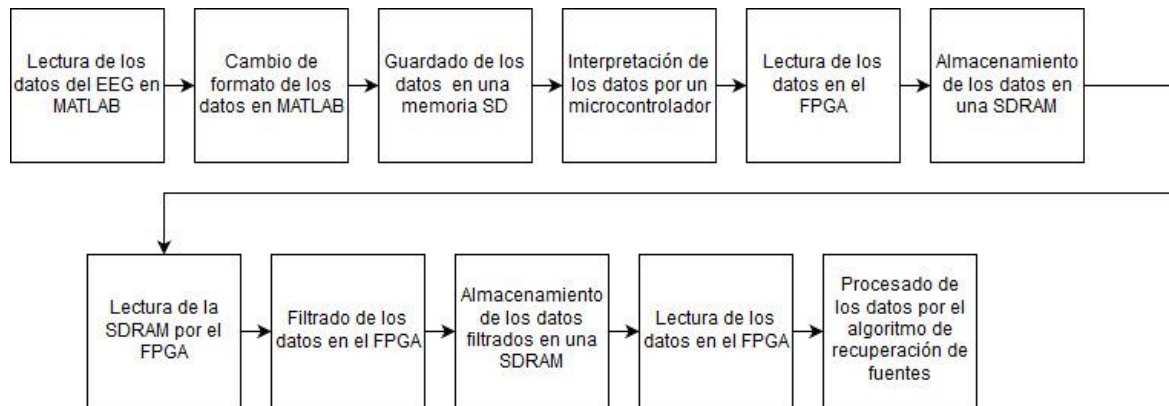


Figura A. Diagrama a bloques del sistema.

Objetivos

Para llevar a cabo el proyecto de tesis, se fijaron los siguientes objetivos.

Objetivo General:

Diseño de un sistema embebido en un FPGA para la adquisición y el análisis de señales electroencefalográficas relacionadas con la actividad de un foco epiléptico.

Objetivos específicos:

- Revisión de la Implementación de Aplicaciones DSP en FPGA

-
- Revisión de la Implementación de DSP48E; Filtros FIR (paralelo, transpuesto, sistólico, etc.)
 - Revisión de bloques de memoria RAM. Desempeño DSP
 - Revisión de los modelos matemáticos relacionados
 - Revisión sobre las diferentes técnicas para registrar la actividad cerebral
 - Obtención de datos electroencefalográficos
 - Clasificación de los datos obtenidos
 - Estudio de las diferentes técnicas de filtrado de señales
 - Diseño Específico y su Implementación en el FPGA.
 - Pruebas y Resultados del sistema embebido en un FPGA
 - Escritura de la tesis
 - Presentación de los resultados en un evento académico
 - Defensa de la tesis

Capítulo 1

Antecedentes

Primeramente se realiza una revisión histórica de los puntos importantes en el desarrollo del electroencefalograma donde se muestra cómo se realizó el descubrimiento de la señal eléctrica del cerebro. Posteriormente se describe el panorama actual de las investigaciones sobre la reconstrucción de las señales del cerebro utilizando procedimientos no invasivos como es precisamente el uso del electroencefalograma.

1.1 Historia

La historia del electroencefalograma (EEG) se remonta a los primeros intentos de medir la actividad eléctrica biológica [1]. Fue Luigi Galvani en 1780 quien comenzó con las observaciones bioeléctricas al ver que las ancas de una rana se contraían al conectar dos puntos de las ancas con metales diferentes (Figura 1.1). En forma paralela, Alessandro Volta también realizó experimentos acerca de la bioelectricidad. No obstante él realizó experimentos para probar que lo que causaba la contracción en las ancas era un estímulo eléctrico externo y no las afirmaciones de Galvani. No obstante de que algunos investigadores como Frederick Von Humboldt y Carlo Matteucci confirmarían los descubrimientos de Galvani. La influencia que tenía Volta en diferentes rubros hizo que los descubrimientos de Galvani no fueran tomados en cuenta por mucho tiempo.

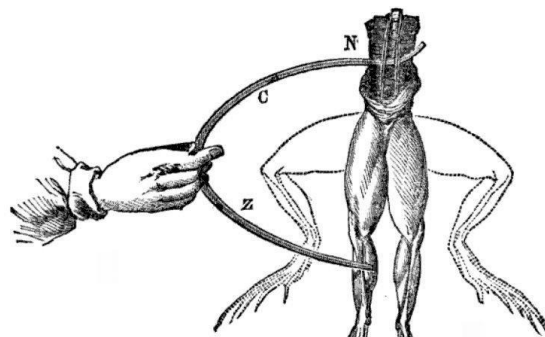


Figura 1.1 Ilustración de los experimentos de Galvani con las ancas de rana.

Años más tarde, en 1848, Emil du Bois Raymond publicó un libro acerca de los potenciales eléctricos en la piel y los músculos en lo que denominó electricidad animal. De esta forma se sentaron las bases de la electromiografía [2].

Ya en 1875 el fisiólogo inglés Richard Caton, profesor de fisiología en la Escuela Real de Medicina de Liverpool, publica un artículo sobre experimentos que hizo con perros donde al realizar descargas eléctricas en el cerebro de estos, se producían convulsiones focales. Asimismo, en este artículo hizo una comparación de otra investigación donde se mencionaba la actividad de respuestas motrices muy localizadas que respondían a estímulos eléctricos en la corteza cerebral de perros.

Posteriormente, 15 años después, Adolf Beck, estudiante de medicina, en su tesis doctoral describió sus observaciones de potenciales evocados visuales midiendo la actividad eléctrica directa en la corteza cerebral con un aparato rudimentario que apenas podía realizar tales mediciones. También describió que con algunos estímulos sensoriales, la actividad eléctrica de fondo del cerebro podía ser eliminada.

Pavel Kaufman y Pradvich Neminski en 1912 fueron los primeros en establecer que se podían hacer mediciones de la actividad eléctrica del cerebro a través del cráneo intacto. Habían validado sus experimentos colocando electrodos en la corteza cerebral de perros y en su cráneo. Neminski fue el primero en notar distintos ritmos cerebrales, los cuales clasificó en dos tipos, de 10 a 15 y de 20 a 32 ciclos por segundo. Bautizó a estos ritmos como “electrocerebrograma” [3]. Años más tarde se cambiaría el nombre a electroencefalograma.

A quien se le conoce como el padre de la electroencefalografía es a Hans Berger [1], quién en 1924 realizó varios registros en el cuero cabelludo de la actividad eléctrica del cerebro en diferentes sujetos. El primero en el que realizó estos registros fue un paciente que tenía un defecto en el cráneo. El paciente tenía una trepanación, por lo que registró la actividad eléctrica del cerebro sin la modificación que causa el cráneo en la conducción eléctrica. De esta forma se realizó el primer registro electroencefalográfico documentado. Tras este éxito después realizó 73 registros utilizando a su hijo con lo que las bases del electroencefalograma habían quedado establecidas (Figura 1.2).

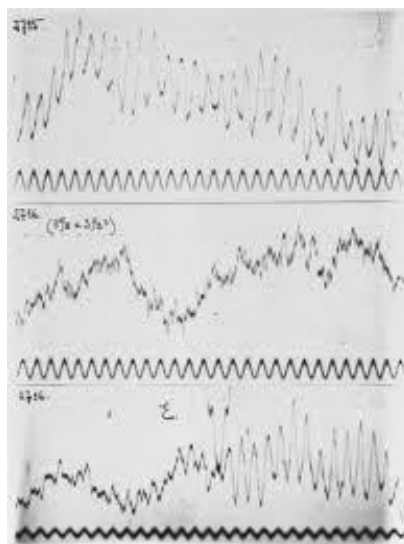


Figura 1.2 Primer electroencefalograma documentado realizado por Hans Berger

A partir de estos experimentos es que se desarrolla formalmente el electroencefalograma. Como muchos dispositivos eléctricos, el electroencefalograma fue mejorado en su diseño, el cuál en un principio usaba tubos al vacío para su funcionamiento. Estos se reemplazaron por transistores en 1960 [3], mejorando el trazado de los registros. Además, el uso de transistores con el tiempo permitiría que mejoras subsecuentes incorporaran la opción de poder manipular los datos recabados de forma digital y analizarlas empujando computadoras.

En la década de los años 80 con la capacidad que se tenía de manipular los datos obtenidos del electroencefalograma, se generaron investigaciones cuyo tema fue el explicar el comportamiento de las señales electroencefalográficas basados en ecuaciones de la teoría electromagnética [4]. En estas investigaciones se plantearon varios modelos que tratan de explicar la relación que hay entre los registros medidos en el cuero cabelludo y la fuente bioeléctrica en el cerebro que genera estos registros. Para realizar estas aproximaciones se tomaron en cuenta características como la conductividad del medio, la forma de las diferentes estructuras de la cabeza y el tipo de fuente planteada, entre otros parámetros.

Durante los 90s se presentan los primeros algoritmos matemáticos que recrean la actividad del cerebro a partir del registro electroencefalográfico. En 1994 Pascual-Marqui publica el algoritmo LORETA (Low Resolution electromagnetic tomography) [5], el cual realiza un recreación de la actividad eléctrica del cerebro a partir de los registros electroencefalográficos mostrando una tomografía en 3D. Desde que fue dado a conocer, se publicaron otros algoritmos que se basan en LORETA como sLORETA en el 2002 [6], entre otros.

1.2 Estado del Arte

En la actualidad hay softwares que permiten analizar los datos de los registros electroencefalográficos y obtener una gran variedad de información de estos. Dentro de los análisis que realizan estos softwares se encuentra el procesamiento de los datos para obtener información de la actividad eléctrica en el cerebro [7]. Para realizar este procesamiento, se emplea el algoritmo LORETA o alguna de sus variaciones.

Uno de estos softwares que sirve para el análisis de los registros electroencefalográficos es el software BESA [8]. Este muestra una imagen en 3D con baja resolución del cerebro donde puede estar la actividad eléctrica. Este es un software de investigación cuyo uso depende de la adquisición de una licencia por un periodo de tiempo determinado.

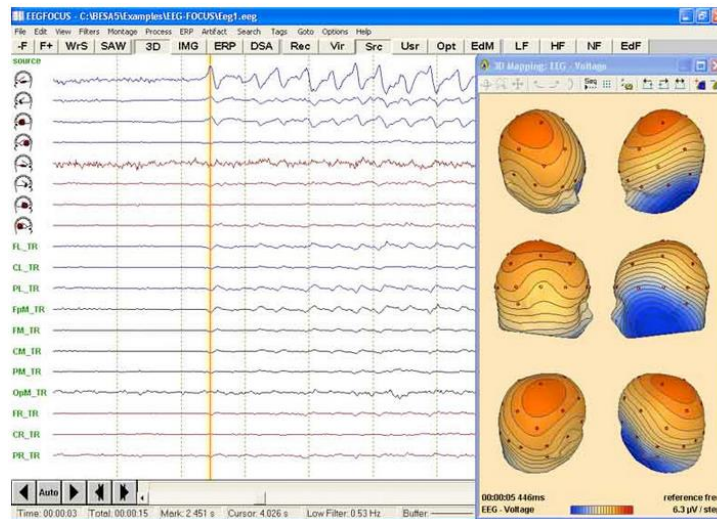


Figura 1.3 Software BESA. Captura de pantalla donde se muestra la interpretación de la actividad eléctrica tomado del sitio web de BESA

La figura 1.3 muestra la representación que hace el software de la actividad eléctrica del cerebro. Del lado derecho de la imagen se muestra parte del registro electroencefalográfico que se está analizando y a la derecha se genera la representación de la actividad eléctrica. Las zonas con mayor actividad se muestran en color rojo y las de menor actividad en color azul. Se puede apreciar que la representación no es muy específica, en otras palabras no focaliza la actividad eléctrica sino que da una distribución de la posible área donde se esté generando la actividad eléctrica. Esto es un inconveniente cuando lo que se busca es determinar el lugar preciso donde se esté generando actividad del tipo focal.

Además de los software que realizan el análisis de los registros, no existe ningún dispositivo electrónico que sea capaz de llevar a cabo dicho proceso.

El presente trabajo usa un algoritmo desarrollado en la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, en la facultad de Físico Matemáticas que genera una representación más exacta del origen de la actividad eléctrica del cerebro. El algoritmo se implementó en un dispositivo digital. Este algoritmo se encuentra en una etapa en la que sólo muestra resultados en un espacio 2D.

Capítulo 2

2 Marco teórico

En este capítulo se abordan los conceptos generales concernientes al trabajo realizado, dando un panorama más general para comprender el algoritmo de recuperación de fuentes y su aplicación en el sistema digital. Se comienza con conceptos matemáticos y de la teoría electromagnética. Después se hace una revisión del electroencefalograma; cómo se realiza, clasificación y artefactos que se pueden registrar. Se realiza una breve descripción de la epilepsia para comprender el alcance de este trabajo. También se da un panorama general de los sistemas digitales, en específico de los FPGAs, el cual es el dispositivo electrónico donde se hace la implementación del algoritmo. Como parte de la implementación, se realiza una breve descripción de los filtros FIR que son los que se emplean para obtener una señal EEG sin perturbaciones de cierto tipo.

2.1 Conceptos básicos matemáticos

Parte de los conceptos que se requieren para una interpretación adecuada del algoritmo de recuperación de fuentes son los de los operadores gradiente, divergencia y rotacional de una función escalar o vectorial, dependiendo el caso. Así como de las propiedades que vinculan a estos operadores [9].

2.1.1 Gradiente

Se define el gradiente de una función escalar en R^3 como la derivada total de dicha función. En otras palabras sea f una función escalar multivariable en R^3 cuyos argumentos son (x, y, z) , el gradiente se define como:

$$\text{grad } f = \frac{\partial f}{\partial x} \mathbf{i} + \frac{\partial f}{\partial y} \mathbf{j} + \frac{\partial f}{\partial z} \mathbf{k} \quad (1)$$

Donde $\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}$ son vectores unitarios

Empleando el operador nabla ∇ definido como

$$\nabla = \mathbf{i} \frac{\partial}{\partial x} + \mathbf{j} \frac{\partial}{\partial y} + \mathbf{k} \frac{\partial}{\partial z} \quad (2)$$

La ecuación (1) se puede reescribir como

$$\nabla f = \frac{\partial f}{\partial x} \mathbf{i} + \frac{\partial f}{\partial y} \mathbf{j} + \frac{\partial f}{\partial z} \mathbf{k} \quad (3)$$

La interpretación del gradiente es que para un punto (x_p, y_p, z_p) definido en f , el gradiente denota la dirección de máximo crecimiento de f .

2.1.2 Divergencia

Teniendo que \mathbf{F} es un campo vectorial, cuyas funciones componentes P, Q y R son funciones escalares en R^3 , la divergencia de \mathbf{F} es una función de tres variables definida por

$$\text{div } \mathbf{F} = \frac{\partial P}{\partial x} + \frac{\partial Q}{\partial y} + \frac{\partial R}{\partial z} \quad (4)$$

También puede reescribirse en términos del operador nabla, teniendo así que la divergencia es el producto punto del operador nabla y el campo vectorial \mathbf{F}

$$\nabla \cdot \mathbf{F} = \frac{\partial P}{\partial x} + \frac{\partial Q}{\partial y} + \frac{\partial R}{\partial z} \quad (5)$$

La divergencia puede expresarse como la razón de expansión de un campo vectorial en un volumen determinado.

2.1.3 Rotacional

Si \mathbf{F} es un campo vectorial, cuyas funciones componentes P, Q y R son funciones escalares en R^3 y existen las derivadas parciales de P, Q y R entonces el rotacional es el campo vectorial sobre R^3 que se define como

$$\text{rot } \mathbf{F} = \left(\frac{\partial R}{\partial y} - \frac{\partial Q}{\partial z} \right) \mathbf{i} + \left(\frac{\partial P}{\partial z} - \frac{\partial R}{\partial x} \right) \mathbf{j} + \left(\frac{\partial Q}{\partial x} - \frac{\partial P}{\partial y} \right) \mathbf{k} \quad (6)$$

También se puede expresar que el rotacional es el producto cruz del operador nabla y la función vectorial \mathbf{F} , teniendo así que

$$\nabla \times \mathbf{F} = \left(\frac{\partial R}{\partial y} - \frac{\partial Q}{\partial z} \right) \mathbf{i} + \left(\frac{\partial P}{\partial z} - \frac{\partial R}{\partial x} \right) \mathbf{j} + \left(\frac{\partial Q}{\partial x} - \frac{\partial P}{\partial y} \right) \mathbf{k} \quad (7)$$

Este operador muestra la orientación de rotación del movimiento de un campo vectorial.

Si \mathbf{F} es un campo vectorial sobre R^3 , entonces $\text{rot } \mathbf{F}$ es también un campo vectorial sobre R^3 . Por lo tanto, se puede calcular la divergencia del rotacional de \mathbf{F} . El resultado de esta operación es cero. Así se tiene que

$$\nabla \cdot (\nabla \times \mathbf{F}) = \mathbf{0} \quad (8)$$

2.2 Fundamentos de electromagnetismo

Los conceptos que aborda el modelo matemático de medio conductor en el que se fundamenta esta investigación conllevan conceptos de electromagnetismo. Como se verá más adelante la

actividad eléctrica del cuerpo humano y las interacciones de esta con el medio en el cual se encuentra se pueden modelar siguiendo ciertos principios de la teoría electromagnética [10]. Con esto en cuenta, se hace una breve explicación de las ecuaciones de Maxwell y la ecuación de continuidad de la teoría electromagnética.

2.2.1 Ecuaciones de Maxwell

Las ecuaciones de Maxwell son un grupo de cuatro ecuaciones que engloban todos los fenómenos de la teoría electromagnética. Para el presente trabajo se muestran las ecuaciones en su forma diferencial, ya que el modelo de medio conductor parte de este tipo de ecuaciones.

$$\nabla \cdot \mathbf{E} = \frac{\rho}{\epsilon_0} \quad (9)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (10)$$

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad (11)$$

$$\nabla \times \mathbf{B} = \mu_0 \mathbf{J} + \mu_0 \epsilon_0 \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} \quad (12)$$

La primera de estas ecuaciones (9), llamada Ley de Gauss para el campo eléctrico, indica que para una superficie cerrada la divergencia del campo eléctrico ($\nabla \cdot \mathbf{E}$) es proporcional a la razón entre la densidad de la carga (ρ) y la permitividad eléctrica en el vacío (ϵ_0) de la carga que se encuentra al interior de la superficie cerrada. Esto quiere decir que el campo eléctrico sale de la superficie cuando el valor es positivo o que entra cuando es negativo.

La segunda de estas ecuaciones (10) conocida como Ley de Gauss para el campo magnético, dice que para una superficie cerrada la divergencia del campo magnético ($\nabla \cdot \mathbf{B}$) de una fuente, que genera este campo, en su interior es cero. Se interpreta como que el campo magnético que se encuentra atravesando la superficie cerrada no diverge, ya que el flujo magnético no sale ni entra de forma neta, este se dirige de un polo de la fuente al otro, donde la fuente es entonces un dipolo magnético.

La ley de Faraday (11), habla sobre la inducción electromagnética. En su forma diferencial (11) habla de que el rotacional del campo eléctrico ($\nabla \times \mathbf{E}$) es igual al valor negativo de la derivada parcial del campo magnético con respecto al tiempo ($-\partial \mathbf{B} / \partial t$). Esta ecuación indica que un campo magnético no estacionario genera un campo eléctrico con movimiento circular o rotacional.

Por último la ley de Ampère (12) relaciona el rotacional del campo magnético ($\nabla \times \mathbf{B}$) con la variación del campo eléctrico con respecto al tiempo ($\partial \mathbf{E} / \partial t$) multiplicado por la permitividad eléctrica y magnética ($\mu_0 \epsilon_0$) en el vacío y la densidad de carga multiplicada por la permitividad magnética ($\mu_0 \mathbf{J}$). Esta ecuación dice que un alambre recto con una densidad de corriente que pase por él generará un campo magnético rotacional alrededor del alambre.

2.2.2 Ecuación de continuidad

La ecuación de continuidad en la teoría electromagnética parte de las ecuaciones de Maxwell (9-12) y relaciona la variación de la densidad de carga en un volumen dado con el cambio en la densidad de corriente que sale de ese volumen [11]. La ecuación que lo modela se muestra a continuación.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = -\nabla \cdot \mathbf{J} \quad (13)$$

Se observa entonces que la variación de la densidad de la carga con respecto al tiempo ($\partial \rho / \partial t$) es proporcional a la divergencia de la densidad de corriente ($-\nabla \cdot \mathbf{J}$). En otras palabras, la variación en la densidad de corriente que sale o entra a un volumen determinado viene determinado por la densidad de carga que se encuentre en el volumen.

2.3 Electroencefalograma

Como el presente trabajo tiene como finalidad analizar los datos provenientes de un electroencefalograma, se hace a continuación una pequeña descripción de qué son los registros electroencefalográficos, su clasificación y algunas de las perturbaciones que pueden afectar el propio registro. Adicionalmente se da un panorama general de la epilepsia, patología neuronal que da origen a la justificación del presente trabajo.

2.3.1 Ondas cerebrales

Si se realiza un registro de la actividad eléctrica en la superficie del cerebro o incluso en el cuero cabelludo se puede apreciar que hay actividad constantemente en el cerebro. La amplitud y los patrones que presentan estos registros o señales se ven afectados por estados de la persona como son el sueño, la vigilia o enfermedades cerebrales como la epilepsia o incluso las psicosis. Estos registros muestran los valores de los potenciales eléctricos y se observan como ondulaciones y se les llama ondas o ritmos cerebrales y el registro completo recibe el nombre de electroencefalograma.

La amplitud de las ondas cerebrales obtenidas en el cuero cabelludo varía de 0 a 200 micro-Voltios, y su frecuencia oscila desde 0.1-100 Hz. El carácter de las ondas depende del grado de actividad en las porciones respectivas de la corteza cerebral, con sensibles variaciones entre los estados de vigilia, de sueño y coma.

Gran parte del tiempo las ondas cerebrales son irregulares, y no puede percibirse ningún patrón específico en el EEG. En otras ocasiones aparecen patrones nítidos, algunos de ellos característicos de alteraciones específicas del encéfalo, como la epilepsia [12].

2.3.2 Origen y clasificación de las ondas cerebrales

El registro electroencefalográfico no muestra la actividad eléctrica individual de las neuronas, ya que el potencial eléctrico que generan es muy pequeño para ser registrado por los sensores del EEG. Para que se dé el registro, se deben disparar sincrónicamente muchos miles o incluso millones de neuronas o de fibras. Toda esta actividad sumada puede generar una cantidad suficiente de potenciales procedentes de las neuronas o de las fibras aisladas como para recogerse después de recorrer toda la cabeza hasta el cuero cabelludo. En las personas sanas, la mayoría de las ondas del EEG pueden clasificarse como ondas α , β , θ y δ Fig 2.1.

Las ondas α son ondas rítmicas, con una frecuencia entre 8 y 13 Hz, y que están presentes en el EEG de casi todos los adultos sanos mientras permanecen despiertos y en un estado de reposo. Estas ondas adquieren mayor intensidad en la región occipital, pero también pueden presentarse en las regiones parietal y frontal del cuero cabelludo. Su voltaje suele ser de unos 50 μ V. Las ondas α desaparecen durante el sueño profundo [13].

Las ondas β tienen frecuencias superiores a 14 Hz y llegan hasta los 80 Hz. Se registran sobre todo en las regiones parietal y frontal durante la activación específica de estas partes del cerebro.

Las ondas θ tienen unas frecuencias entre 4 y 7 Hz. Aparecen normalmente en los niños en las regiones parietal y temporal, pero también en algunos adultos ante situaciones de estrés emocional.

Las ondas δ engloban todas las ondas del EEG con frecuencias menores a 4 Hz, y a menudo registran voltajes del doble al cuádruple que la mayor parte de los demás tipos de ondas cerebrales.

Las ondas γ muestran frecuencias mayores de 30 Hz, aunque comúnmente se presentan con frecuencias superiores a 45 Hz. La aparición de estas ondas ocurre en ciertas patologías. Las regiones con frecuencias altas de actividad electroencefalográfica y con niveles altos de flujo sanguíneo (esto conlleva una buena oxigenación y niveles altos de consumo de glucosa) están localizados en el área frontocentral.

Las ondas cerebrales se pueden presentar en intervalos del registro, dependiendo de la técnica del clínico para realizarla. Esto quiere decir que las ondas cerebrales no son fijas y su manifestación puede cambiar con algún estímulo. Por ejemplo, cuando una persona que se encuentra despierta (estado de vigilia) dirige su atención a algún tipo específico de actividad que conlleve actividad mental, las ondas α quedan sustituidas por ondas β de mayor frecuencia, pero menor voltaje [14].

2.3.3 Técnicas de registro electroencefalográfico

Existen diversas formas de captar las señales eléctricas procedentes del cerebro, estas pueden

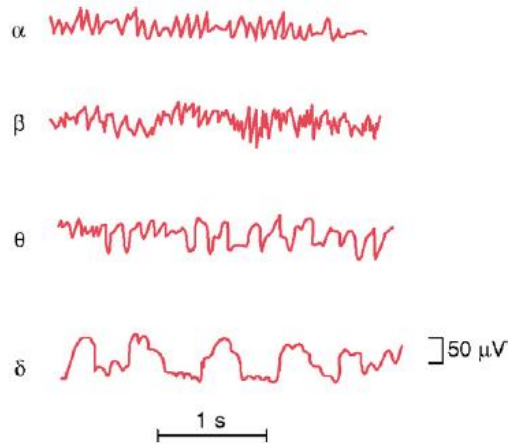


Fig. 2.1 Diversos tipos de ondas cerebrales en el electroencefalograma. Tomado de Tratado de Fisiología Médica

ser en el cuero cabelludo, en la base del cráneo, directamente en la corteza cerebral y en zonas profundas del encéfalo [13].

Para obtener las señales se utilizan diferentes tipos de electrodos

Electrodos superficiales

Se aplican en el cuero cabelludo dentro de los cuales se pueden encontrar en varios tipos.

- De adherencia: Son pequeños discos metálicos de 5 mm de diámetro. Se adhieren con pasta conductora y se fijan con colodión que es aislante. Aplicados correctamente dan resistencias de contacto muy bajas (1-2 kilo Ohms)
- De contacto. Consisten en pequeños tubos de plata clorurada roscados a soportes de plástico. En su extremo de contacto se colocan una almohadilla que se humedece con solución conductora. Se sujetan al cráneo con bandas elásticas y se conectan con pinzas tipo caimán. Son de colocación muy fácil, pero incómodos para el paciente. Por esto no permiten registros de larga duración (Figura 2.2).
- En casco de malla (Figura 2.3). Los electrodos están incluidos en una especie de casco elástico. Existen cascos de diferentes tamaños, dependiendo de la talla del paciente. Se sujetan con cintas a una banda torácica. Como características más importantes presentan la comodidad de colocación, la comodidad para el paciente en

registros de larga duración, su gran inmunidad a los artefactos y la precisión de su colocación.

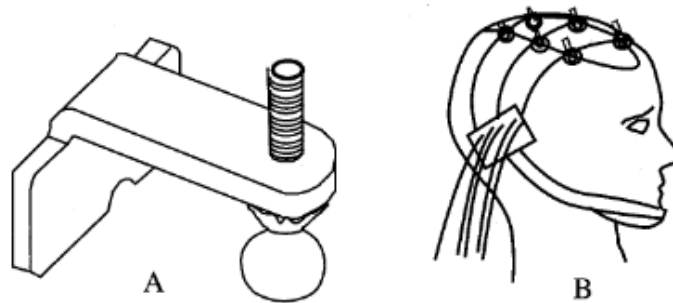


Figura 2.2 Electrodo de contacto A) Esquemático de un electrodo de contacto B) Colocación de los electrodos de contacto. Tomado de Principios de Neurociencias, Kandel

- De aguja. Su uso es muy limitado; solo se emplea en recién nacidos y en UCI(Unidades de Cuidados Intensivos). Pueden ser desechables (de un solo uso) o de uso múltiple. En este caso, su esterilización y manipulación deben ser muy cuidadosas.



Figura 2.3 Colocación de electrodos en casco de malla. Tomado de Principios de Neurociencias, Kandel

Todos estos electrodos registran solamente la convexidad superior de la corteza. Para el estudio de la cara basal del encéfalo se utilizan electrodos especiales como el faríngeo, el esfenoidal y el timpánico.

Electrodos quirúrgicos

Para su aplicación se requiere de cirugía y pueden ser corticales, duros o intracerebrales [15].

Todas estas técnicas realizan de forma convencional un registro impreso continuo en papel. Dependiendo del aparato, la impresión en el papel se puede deber a agujas móviles con tinta en su extremo que van plasmando los cambios de voltaje en el registro. También existen los sistemas que emplean papel térmico, que en lugar de emplear tinta utilizan el método de impresión térmica directa.

2.3.4 Posicionamiento de los electrodos superficiales

Aunque hay varios sistemas diferentes (Illinois, Montreal, Aird, Cohn, Lennox, Merlis, Oastaut, Schwab, Marshall, etc.), el sistema internacional Diez-Veinte es el más utilizado actualmente (Figura 2.4). Esta técnica consiste en una colocación de los electrodos de registro que es basada en porcentajes del 10% o 20%, correspondientes a las distancias medidas en el cráneo de la persona a la que se le realiza el estudio, por lo que contempla el tamaño y forma de la cabeza, de manera que la zona que registre cada electrodo es comparable entre los registros realizados a diferentes personas.

La forma de nombrar a los electrodos obedece a la región del cerebro sobre la que se encuentran y una numeración que va de menor a mayor, comenzando desde áreas anteriores hacia posteriores y donde corresponden los números impares al lado izquierdo y los pares al derecho.

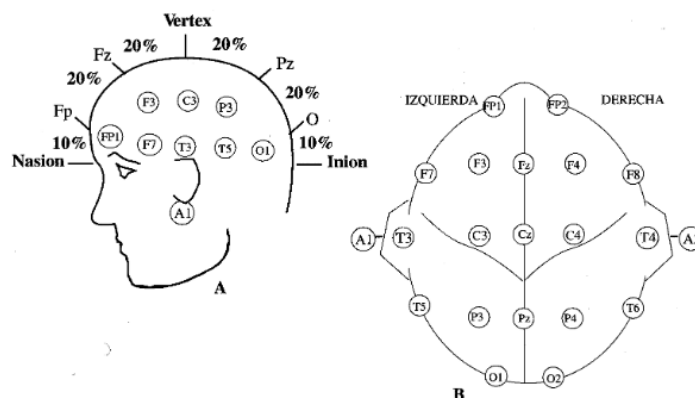


Figura 2.4 Sistema 10-20 de posicionamiento de los electrodos en un EEG. A) Vista de perfil. B) Vista superior. Tomado de Principios de Neurociencias, Kandel

También se colocan otros electrodos que sirven de referencia, generalmente en los lóbulos de las orejas o en los huesos mastoides. Para definir el punto de referencia ideal se busca una región cercana a la zona de registro, pero donde la actividad eléctrica proveniente del cerebro sea mínima. Al restarse la señal del electrodo de referencia a la señal del electrodo de registro se busca tener un registro libre de artefactos. Este tipo de montaje se le denomina referencial o monopolar. Otro tipo de montaje es el bipolar, en el que se compara la actividad de dos electrodos de registro contiguos.

El registro referencial o monopolar tiene la desventaja de que no existe una zona de referencia ideal, debido a que todos los sitios cercanos a las zonas de registro de EEG están contaminadas con algo de ruido proveniente de señales eléctricas cerebrales o musculares.

No obstante tiene la ventaja de que conserva la información completa de la actividad eléctrica registrada en cada electrodo.

El montaje bipolar al comparar la actividad de dos electrodos colocados sobre el cuero cabelludo, no presenta el problema de contaminación que presenta el registro referencial y elimina la actividad común entre ambos electrodos y lo que se obtiene es la diferencia entre ambos electrodos. El montaje bipolar es muy útil en la clínica, ya que permite localizar fácilmente en qué sitio se origina alguna señal específica, como la actividad de un foco epiléptico.

2.3.5 EEG digital

El electroencefalograma digital (DEEG, en inglés) es un método de registro del EEG que en lugar de usar papel se basa en el uso sistemas electrónicos para el manejo de los datos. De esta forma los datos pueden ser almacenados en discos duros, tarjetas de memorias, discos compactos y demás dispositivos de almacenamiento digital. El DEEG posee muchas ventajas comparadas con el registro del EEG en papel o analógicas que incluye la detección de eventos al instante, almacenamiento, cuantificación, y fácil manipulación de los datos. La flexibilidad de DEEG permite cambios de parámetros de grabación, como montaje, filtros y escalas de visualización horizontal y vertical de forma retrospectiva durante la revisión de registros.

2.3.6 Artefactos en el registro electroencefalográfico

Aunque el EEG está diseñado para registrar la actividad del cerebro, también puede registrar otras actividades eléctricas originadas en otros lugares diferentes al cerebro. La actividad registrada que no tiene un origen cerebral se le denomina artefacto y puede ser dividida en artefactos fisiológicos y extrafisiológicos [16].

Los artefactos fisiológicos son generados por el cuerpo, provienen de fuentes diferentes al cerebro, como por ejemplo los músculos. Los artefactos extrafisiológicos provienen de fuentes ajenas al cuerpo, por ejemplo equipo médico, el medio ambiente, etc.

El enfoque sistemático de reconocimiento, identificación de fuentes y eliminación de artefactos es un proceso importante para reducir las oportunidades de malinterpretación del EEG y limita el problema de efectos clínicos adversos.

Los artefactos que se pueden encontrar en el EEG son:

1. Artefactos cardiacos
2. Artefactos debido a los electrodos
3. Artefactos debidos a dispositivos externos
4. Artefactos musculares
5. Artefactos oculares

De la lista anterior solo los artefactos musculares son tratados con alguna técnica para su eliminación de los registros que se emplearon en este trabajo. Los demás artefactos aunque

se pueden llegar a presentar en algún momento de realizar un registro electroencefalográfico, no se apreciaron en los registros con los que se trabajó en esta investigación, a excepción de los artefactos oculares. Es por eso que a continuación solo se realiza una pequeña descripción de los artefactos musculares.

2.3.7 Artefactos musculares

Estos se deben a tres factores principalmente:

- Movimiento de la lengua
- Fotomiogénico
- Electromiografía superficial

Todos estos artefactos se deben a movimiento de los músculos. El movimiento fotomiogénico se debe a movimientos involuntarios producidos por estímulos luminosos y algunos músculos frontales o periorbitales se activan. La electromiografía superficial se refiere a cualquier ruido provocado por músculos que se pueden registrar con un examen electromiográfico (EMG). Todos estos artefactos muestran frecuencias mayores a los 30 Hz (Figura 2.5). Debido a que estos artefactos se pueden producir de forma espontánea aunque se le indique al paciente estar relajado, estos artefactos se deben atender de alguna otra forma. Es por eso que se implementan filtros pasa bajos para eliminar este problema.

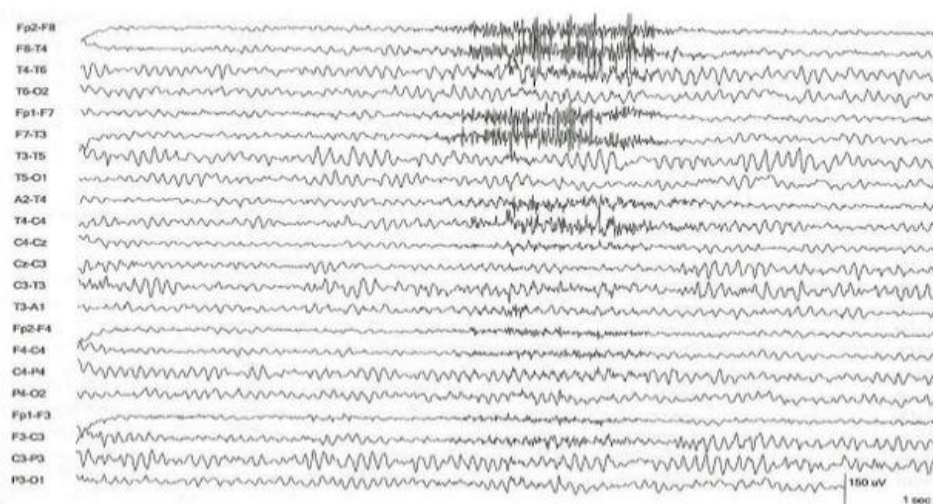


Figura 2.5 Artefacto muscular. Se aprecia un aumento de la frecuencia y de la amplitud del registro en una zona delimitada y de duración finita. Tomado de EEG signal procesing, Chambers

2.3.8 Epilepsia

El presente trabajo tiene como objetivo ayudar en la identificación de patologías neurológicas que se pueden detectar mediante el electroencefalograma. Una de estas patologías es la epilepsia, enfermedad que es fácilmente apreciable en los registros EEG. A continuación se realiza una breve semblanza de esta enfermedad.

La epilepsia es una enfermedad que afecta alrededor de 50 millones de personas en todo el mundo [17], esto quiere decir que es una de las principales enfermedades de tipo neurológico. 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) [18]. La epilepsia focalizada es el que se aborda en este trabajo.

La epilepsia focal puede presentarse en casi a cualquier zona específica del encéfalo, tanto áreas muy específicas de la corteza cerebral como estructuras profundas del cerebro y del tronco del encéfalo. Se puede deber a que se haya presentado algún tipo de lesión o de una alteración funcional localizada, como puede ser: 1) tejido cicatricial en el encéfalo que tracciona del tejido neuronal adyacente; 2) un tumor que comprime una zona del cerebro; 3) una región destruida de tejido cerebral, o 4) una perturbación congénita de los circuitos locales [19].

Este tipo de lesiones pueden favorecer la activación repentina de las neuronas locales; cuando la velocidad de descarga sube por encima de varios cientos por segundo, las ondas sincrónicas empiezan a diseminarse hacia las regiones corticales vecinas.

En el registro electroencefalográfico se observan descargas ictales (de aparición repentina) en solo algunos de los canales, lo cuales tienen relación con la zona del cerebro en la que se está presentando la crisis epiléptica. En la Figura 2.6 se puede observar estas espigas, enmarcadas en el círculo.

La crisis epiléptica focal puede darse el caso de que no se vea limitada a una sola área del cerebro, sino que las potentes señales de la corteza en convulsión propagan hasta tal punto la porción mesencefálica del sistema activador encefálico que también provoca una crisis epiléptica más generalizada

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 resecada la parte afectada y así no dañar otras zonas del cerebro, evitando posibles secuelas de la cirugía [20].

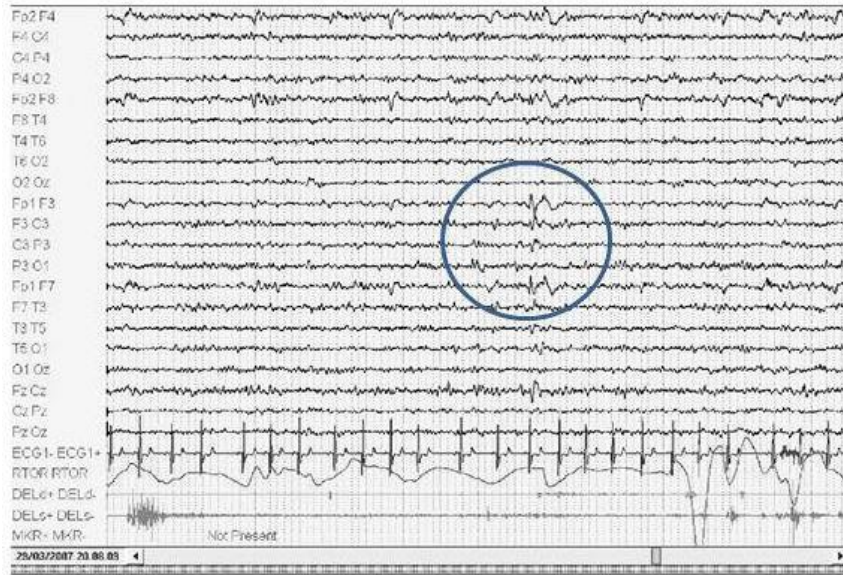


Figura 2.6 Epilepsia focal. Se resaltan los canales en donde se presentan las espigas.
Tomado de EEG Signal Processing, Chambers

2.4 Sistemas digitales

En el presente trabajo las señales provenientes de EEG reales o sintéticas son procesadas por un dispositivo digital que implementa el algoritmo de recuperación de fuentes. A continuación se explican algunos conceptos relacionados con el dispositivo elegido para realizar el procesamiento de las señales.

2.4.1 Procesamiento de señales

Las señales provenientes del EEG de forma digital serán almacenadas y procesadas en un FPGA (por sus siglas en inglés, Field Programable Gate Array). La parte del almacenaje corresponde a guardar los datos en una memoria tipo RAM (por sus siglas en inglés, Random Acces Memory) que se encontrará en el FPGA del sistema embebido. El procesado de la señal se lleva a cabo mediante el paso de esta por filtros digitales. Una vez que se utilizaron los filtros seleccionados por el clínico, dependiendo del contexto de los registros, estas señales filtradas se utilizarán en el algoritmo de identificación de fuentes. [21].

2.4.2 FPGA

El término FPGA viene de las siglas en inglés de Field Programable Gate Array, el cual es un dispositivo que contiene un arreglo bidimensional de celdas lógicas e interruptores programables. En la Figura 2.7 se muestra la estructura conceptual de un FPGA. Una celda lógica puede ser configurada (por ejemplo, programándola) para realizar una función simple, y un interruptor puede ser designado para proveer una interconexión entre las celdas lógicas. Un diseño personalizado puede ser implementado especificando la función de cada celda lógica y selectivamente disponiendo de la conexión de cada uno de los interruptores

programables. Si se cuenta con una tarjeta de desarrollo, una vez que el diseño se ha completado, se usa un cable adaptador para descargar el código al FPGA y obtener el circuito correspondiente [22]

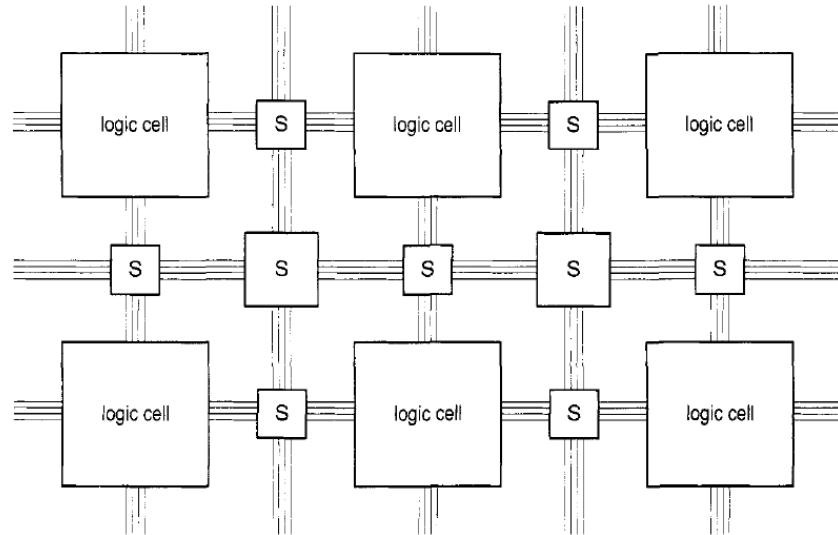


Figura 2.7 Estructura interna de un FPGA. Tomado de VHDL: El arte de programar sistemas digitales.

A manera de comparación, para producciones de bajo y mediano volumen, los FPGAs proveen de una solución más económica y rápida que la que se puede obtener con un ASIC (siglas en inglés de circuitos integrados de aplicación específicas), los cuales requieren un gran número de recursos en términos de tiempo y dinero para obtener el primer dispositivo o prototipo. Para el caso de los FPGA sólo se necesita realizar la programación del mismo dispositivo e implementarlo en alguna tarjeta de circuito impreso o usar alguna tarjeta de desarrollo para comenzar a probar los prototipos. Para los ASIC se requiere el diseño de los circuitos integrados y su posterior manufactura para poder ser probados. EN el caso de los ASIC, una falla en el diseño conlleva volver a fabricarlos cada que un nuevo diseño no cumpla con las especificaciones. Los FPGA sólo hay que volver a programarlos.

Los FPGAs pueden ser configurados en poco tiempo con respecto al desarrollo de un ASIC y no tienen un costo muy alto. También los FPGAs presentan la característica que, dependiendo del diseño, pueden ser parcialmente reconfigurados mientras que el resto del FPGA se mantiene en ejecución. También su firmware puede actualizarse de forma muy práctica, simplemente descargando una versión nueva en el dispositivo.

La naturaleza flexible de los FPGA los hace significativamente más grandes, más lentos y con mayor consumo de potencia que sus contrapartes ASIC. Estas desventajas surgen en gran medida debido a la interconexión de enrutamiento programable de los FPGAs que comprende casi el 90% del área total de FPGAs. Pero a pesar de estas desventajas, los FPGAs presentan

son una alternativa para la implementación de sistemas digitales debido a su menor tiempo de desarrollo de aplicaciones y bajo costo de volumen [23].

Como se mencionó, la unidad básica de los FPGA son las unidades lógicas. Estas unidades a su vez se componen de compuertas digitales básicas para el almacenamiento de los datos y la reconfiguración para generar las diferentes operaciones y procesos que se diseñan. Por tal motivo son dispositivos que parten de sistemas con un nivel básico de electrónica digital. En otras palabras, la lógica combinacional es una parte inherente en el diseño de las aplicaciones en los FPGAs.

2.4.3 VHDL

VHDL es un lenguaje para describir sistemas electrónicos digitales. Fue desarrollado por el programa Very High Speed Integrated Circuits (VHSIC) del gobierno de los Estados Unidos (US, por sus siglas en inglés), que inició en 1980. Subsecuentemente de que el Lenguaje de Descripción de Hardware de la VHSIC (VHDL) fue desarrollado, el Institute of Electrical and Electronic Engineers (IEEE) lo adoptó como estándar en el territorio de US.

VHDL está diseñada para cumplir con varias necesidades en el proceso de diseño. Primeramente, permite la descripción de la estructura de un diseño, descomponiéndose a su vez en subdiseños que se encuentran interconectados. Secundariamente, permite la especificación de la función de los diseños utilizando formas familiares de lenguaje de programación. Tercero, como resultado, permite un diseño para ser simulado antes de ser manufacturado, así los diseñadores puede rápidamente comparar alternativas y hacer pruebas para corregir el diseño sin los retrasos y el costo excesivo de hacer Hardware prototipo.

El diseño en VHDL se orienta en la ejecución de los procesos de forma paralela, esto debido a la propia naturaleza de los FPGA. Esto no quiere decir que no se pueden realizar diseños que necesitan una estructura secuencial. No obstante, cuando se hagan diseños de este tipo se debe tomar en cuenta la propia naturaleza de ejecución paralela de todas las instrucciones en el programa.

Debido a esto, la programación del FPGA presenta diferencias con respecto a otros dispositivos electrónicos al momento de querer llevar a cabo ciertas implementaciones, puesto que su programación no es trivial, a pesar de ser VHDL un lenguaje de alto nivel. Uno de estos detalles reside en que siempre se debe tener en cuenta que se están empleando compuertas lógicas para poder realizar la tarea deseada. En otras palabras, el nivel de abstracción es mayor que con cualquier otro lenguaje de programación. No se puede simplemente dar una instrucción o sentencia como se haría en lenguajes completamente secuenciales, como C, y esperar a que la cumpla el FPGA de manera automática. Siempre se debe tener especial detalle del momento exacto en el que dicha acción se va a ejecutar, porque variaciones en la interpretación de los estados del programa, puede causar que los

comandos respondan de una forma que no se quiere. Esto es debido al efecto directo que el reloj del FPGA tiene en la ejecución de los programas.

No obstante este detalle puede llegar a ser de ayuda en diferentes entornos. Al estar siempre pendientes de la señal de reloj para realizar ciertos procesos, se cuenta con un mayor control del estado del dispositivo en cada instante. Lo que permite planear de forma más controlada procesos en los cuales el tiempo o sincronía son importantes.

2.4.4 Procesadores digitales de señales

Una de las funciones que realiza el FPGA para la implementación del algoritmo es el procesamiento de señales digitales. En el campo de la electrónica digital este es un amplio ramo de diseño e implementaciones prácticas, por lo que se aborda una descripción general de este tema.

Los procesadores digitales de señales o DSP (por sus siglas en inglés) son microprocesadores específicamente diseñados para el procesado digital de señal. Las características que posean los DSP como lo son el formato aritmético con el que trabaja, la velocidad, la organización de la memoria o su propia arquitectura interna van a ser los factores al momento de emplear o diseñar un DSP. También influyen otros factores como puedan ser el coste o la disponibilidad de una extensa gama de herramientas de desarrollo.

Los procesadores digitales son útiles para el uso de las aplicaciones DSP, como pueden ser: protocolos de voz para Internet (VoIP), comunicaciones inalámbricas (3G wireless), sistemas de radar y satélite, procesamiento de imágenes, sistemas multimedia, etc. Sin embargo, aunque los procesadores son programables a través de software, la arquitectura del hardware del procesador DSP no es flexible.

De esta forma la arquitectura fija del hardware de los DSP provoca que algunas características no se puedan modificar. El desempeño del bus, un número fijo de bloques multiplicador-acumulador (MAC), memoria fija, número fijo de bloques aceleradores de hardware y ancho de datos fijo son algunas de las características que no se pueden modificar. Un procesador DSP con arquitectura fija del hardware no es adecuado para ciertas aplicaciones que podrían requerir implementaciones de funciones DSP dedicadas [24].

2.4.5 Filtros digitales

Como las señales provenientes del EEG presentan artefactos, específicamente los artefactos musculares, que pueden modificar la implementación del algoritmo se requieren de algún método o herramienta que pueda eliminar estas perturbaciones. Una forma de hacer esto es implementando un filtro digital.

Los filtros son sistemas que se diseñan principalmente para eliminar ciertas componentes no deseadas de una señal. Generalmente estas componentes no deseadas se describen en función de sus contenidos en frecuencias. Un filtro ideal permite el paso de ciertas frecuencias sin modificarlas y elimina completamente otras; como esto en la realidad no se lleva a cabo con exactitud, ya que no existen componentes tan precisos, los filtros prácticos realizan aproximaciones o estimaciones. El rango de frecuencias que deja pasar el filtro se le denomina banda de paso y todas las frecuencias que elimina se le llama banda de supresión. Existen cuatro tipos básicos de filtros dependiendo de la banda de paso. Si deja pasar frecuencias bajas con respecto a la banda de supresión se le denomina filtro pasa bajas. Por el contrario, si deja pasar frecuencias altas con respecto a la banda de supresión se le denomina filtro pasa altas. Si se deja pasar solo un rango de frecuencias, se le denomina filtro pasa banda. Por último, si solo elimina un rango de frecuencias se le denomina filtro rechaza banda (Figura 2.8).

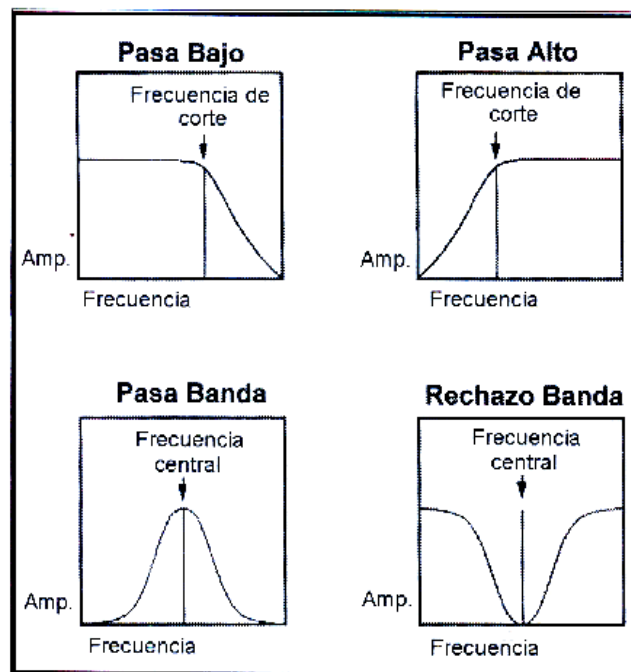


Figura 2.8 Tipos de filtro por su frecuencia pasante y frecuencia eliminada. Tomado de Implementación de filtros digitales, Álvarez Cedillo.

En la actualidad hay una tendencia al empleo de los filtros digitales sobre los analógicos. Algunas de las ventajas de los filtros digitales son las siguientes:

- El ancho de banda de un filtro digital está limitado por la frecuencia de muestreo, mientras que en un filtro analógico, este parámetro depende de las características de los componentes físicos.
- Se pueden implementar tanto en software como en hardware.

Como el diseño se realiza enteramente en un dispositivo digital, se usarán los filtros digitales para eliminar los artefactos musculares de las señales electroencefalográficas.

Se conocen usualmente dos tipos de filtros que se eligen según las necesidades y la naturaleza del problema. Estos filtros se les conocen como FIR (Finite Impulse Response) e IIR (infinite impulse response).

Los filtros de respuesta finita al impulso tienen la ventaja de ser utilizados con facilidad y poseer fase lineal para una respuesta al impulso par o impar, a esta propiedad se le llama simetría. Otra de las características que debe tener un filtro FIR es que debe ser causal, esto significa que debe tener un retraso hacia los positivos y no debe existir señal en frecuencias negativas.

Los filtros FIR son sistemas que por definición presentan una respuesta al impulso de duración finita. Un filtro FIR de longitud M con entrada $x(n)$ y salida $y(n)$ se describe mediante la ecuación en diferencias [24]

$$y(n) = b_0x(n) + b_1x(n - 1) + \dots + b_{M-1}x(n - M + 1) = \sum_{k=0}^{M-1} b_kx(n - k) \quad (14)$$

donde $\{b_k\}$ es el conjunto de coeficientes del filtro.

Las características importantes de los filtros FIR son:

- 1.- Pueden presentar una fase exactamente lineal.
- 2.- Dado que su estructura es no recursiva, son siempre estables

La desventaja con los filtros IIR es que requieren un orden mayor.

La linealidad de la fase implica que se verifiquen ciertas condiciones de simetría. Si se consideran los sistemas FIR con coeficientes reales, una secuencia conjugada simétrica se dice que es una secuencia PAR y una secuencia conjugada antisimétrica es una secuencia IMPAR. Dependiendo del número de coeficientes del filtro y del tipo de simetría se presentan algunas posibilidades.

Existen tres técnicas de diseño de filtros FIR que son de gran importancia:

- 1.- La técnica de ventanas
- 2.- La técnica de muestreo en frecuencia
- 3.- La técnica de diseños con rizado uniforme

La técnica de ventanas o ventaneo se basa en la respuesta de un filtro aplicarle la ventana deseada por medio de una multiplicación de sus ecuaciones, la ventana hace que en el filtro real diseñado se tengan menos variaciones de transición o supresión y con esto se logre y filtrado más efectivo.

El procedimiento de la técnica de ventanas se realiza mediante:

Obtener la respuesta impulsional del filtro ideal que se desea diseñar $h(n)$

Eventanar (truncar) dicha respuesta impulsional $h(n) = h_i(n)w(n)$, donde $w(n)$ es la respuesta impulsional de la ventana y $h_i(n)$ es la respuesta del filtro ideal. La respuesta de la ventana debe ser de la forma [25].

$$w(n) = \begin{cases} \text{función simétrica} & \frac{N-1}{2} \leq n \leq \frac{N-1}{2} \\ 0 & \text{en el resto} \end{cases}$$

Desplazar la respuesta impulsional eventanada un número adecuado de muestras para hacerla causal. (También se puede desplazar la respuesta impulsional del filtro ideal previamente, para que la secuencia eventanada sea causal).

Como el producto en el dominio del tiempo equivale a una convolución en el dominio de la frecuencia, se puede estudiar el efecto que este eventanado tiene sobre la respuesta del filtro.

El efecto del eventanado o truncamiento de la respuesta ideal es doble. Primero, la anchura del lóbulo principal está relacionada con la aparición de una banda de transición en el filtro. Cuanto mayor sea el lóbulo principal mayor será la banda de transición del filtro. Segundo, la presencia de lóbulos laterales (secundarios) lleva a la aparición de un rizado u oscilaciones en la respuesta en frecuencia, en ambas bandas, (más apreciables en la banda no pasante, Figura 2.9).

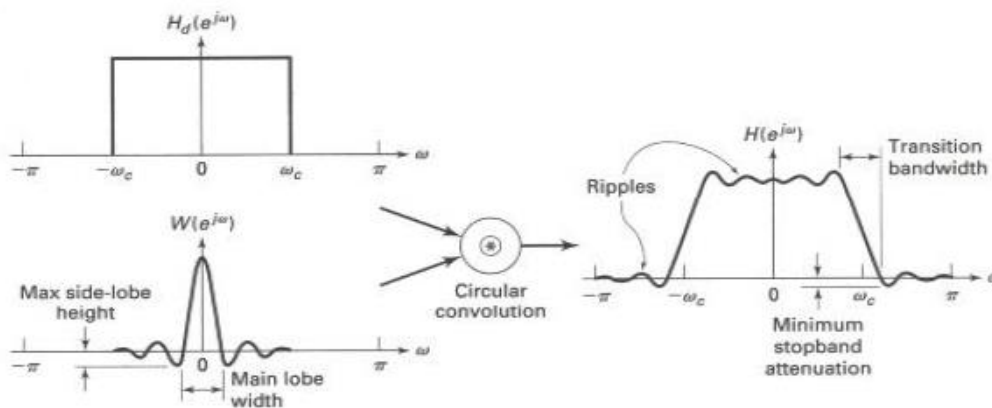


Figura 2.9 Convolución de la ventana y la respuesta del filtro, representación gráfica. Tomado de Implementación de filtros digitales, Álvarez Cedillo.

A medida que el número de términos (ventana de mayor longitud) aumenta, el nivel de oscilación va disminuyendo, hasta hacerse cero cuando $N \rightarrow \infty$, excepto en la discontinuidad en la que aparece una oscilación de amplitud aproximada igual al 11% de la amplitud en la discontinuidad, tanto en la banda pasante como en la no pasante. Este comportamiento oscilatorio en las proximidades de la discontinuidad se conoce como fenómeno de Gibbs [26].

2.5 Representaciones de modelos matemáticos del cerebro

Hay una gran variedad de modelos para representar la cabeza, en ellos se toma en cuenta la geometría y las propiedades eléctricas de los diferentes tejidos cerebrales, algunos de estos modelos se describen a continuación, además pueden ser revisados con más detalle en [27], [28].

2.5.1 Modelos realistas de la cabeza

En estos se pretende presentar a la cabeza con la mayor precisión posible, por tal motivo requieren un gran número de recursos de cálculo y complejos algoritmos matemáticos para su solución. Algunos se basan en imágenes anatómicas de la cabeza, como las proporcionadas por la resonancia magnética. Algunos de los modelos realistas más utilizados son:

Modelo de elementos finitos. Describe detalladamente todos los compartimientos, incluyendo los cambios de geometría o conductividades dentro de estos.

Método de elementos de frontera. En este se asumen menos detalles que en el caso anterior y por lo tanto presenta menos complejidad.

Métodos proyectivos. Con el uso de descripciones matemáticas de las superficies, así como la caracterización del espacio que contiene los campos buscados, permite reducir drásticamente la complejidad del problema matemático resultante.

Método de diferencias finitas. Es similar al método de elementos finitos, puede describir detalles en todo el volumen, pero sin necesidad de dividir el espacio en elementos de volumen

2.5.2 Modelos esféricos de la cabeza

A pesar de las diferencias entre la cabeza humana y la esfera, el modelo esférico por su simplicidad es uno de los preferidos para representar la cabeza. Se han propuesto muchas alternativas con diferentes niveles de complejidad y precisión. A continuación se describen algunos:

Modelo de esfera simple. Está compuesto por una esfera de conductividad homogénea y con conductividad cero en el exterior. Se ha probado que el modelo de varias capas conductoras puede reducirse a este de una esfera simple [29].

Modelos esféricos de múltiples capas. Considera diferentes compartimientos representados por esferas concéntricas.

2.5.3 Modelos realistas con complejidad esférica

La idea de desarrollar modelos capaces de describir en detalle la geometría realista, pero con la simplicidad de los modelos esféricos ha sido considerada por diferentes autores. A continuación se describen algunos [30].

Modelo de esferas solapadas. Permite una mejor aproximación de la geometría realista.

Modelo esférico con restricciones anatómicas. Este modelo propone transformar la imagen anatómica en una imagen esférica.

2.5.4 Modelo de medio conductor para la actividad eléctrica del cerebro

Se plantea un modelo de medio conductor para establecer correlaciones entre fuentes bioeléctricas y el potencial medido sobre el cuero cabelludo. Esto permite estudiar el problema de recuperación de fuentes bioeléctricas en el cerebro (algoritmo de identificación de fuentes).

De esto se desprenden las siguientes definiciones para abordar el problema [31]:

El problema directo electroencefalográfico (PDE). Consiste en determinar el potencial electrostático, suponiendo conocida la fuente de corriente neuronal (la cual puede estar concentrada en el volumen o en la corteza cerebral).

El problema inverso electroencefalográfico (PIE). Consiste en determinar las fuentes bioeléctricas en el cerebro, a partir del EGG medido sobre el cuero cabelludo.

El análisis del PIE se realiza a través de un problema de contorno, el cual establece una relación entre las fuentes de actividad neuronal y el EEG medido sobre el cuero cabelludo (potenciales experimentales).

2.6 Modelado matemático del cerebro

En la presente investigación la cabeza se representa por capas conductoras que presentan una conductividad constante para cada una de estas capas. En este capítulo se realiza una breve descripción de este modelo que se desarrolló en [29], [31].

De forma concreta y como se aprecia en la Figura 3.1 el modelo que se emplea en esta investigación representa a la cabeza por medio de dos capas conductoras, donde Ω_1 representa al cerebro, Ω_2 al resto de las regiones y partes de la cabeza (meninges, líquido cefalorraquídeo, cráneo, etc.), S_1 la superficie de separación entre Ω_1 y Ω_2 , y S_2 la superficie del cuero cabelludo [32].

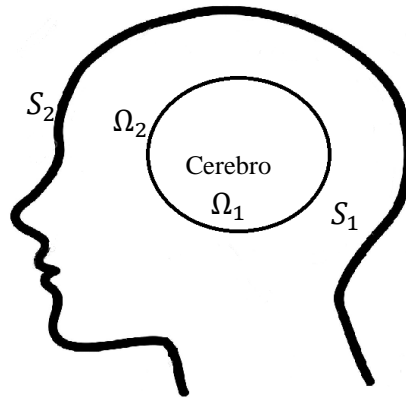


Figura 2.10 Representación esquemática de la cabeza en dos capas conductoras.

En el caso general se tienen las siguientes regiones:

- Ω_1 representa al cerebro
- Ω_2 representa el resto de las regiones

De esta forma $\Omega = \bar{\Omega}_1 \cup \Omega_2$, donde $\bar{\Omega}_1 = \Omega_1 \cup S_1$, $\Omega_2 = \Omega \setminus \bar{\Omega}_1$

En cada una de estas regiones se supone una conductividad constante σ_i , $i = 1, 2$ y $\sigma_3 = 0$, la cual corresponde a la conductividad del aire.

Teniendo que S_1 es la superficie de separación entre Ω_1 y Ω_2 y S_2 es la superficie del cuero cabelludo.

Por otra parte, se sabe que en el cerebro la corriente total J se expresa como la suma de dos corrientes de naturaleza diferente [33]:

$$J = J^p + \sigma_i E, \quad (15)$$

donde la primera, J^p , es la corriente primaria o impresa y es debida a la actividad biológica de las neuronas (esta hace las veces de las corrientes de polarización en los medios dieléctricos). El segundo tipo de corriente, $\sigma_i E$, se llama corriente óhmica, y es debida a la corriente eléctrica en el medio, donde σ_i representa la conductividad en la región Ω_i , $i = 1, 2$.

La corriente impresa J^p puede estar concentrada tanto en la corteza como en el volumen cerebral. En las regiones restantes que componen la cabeza sólo puede haber corrientes óhmicas.

En lo que sigue se supondrá que se tiene una densidad de corriente impresa en el volumen cerebral J^p y una densidad J en la corteza cerebral.

Debido a que la variación en el tiempo de la densidad de carga en las diferentes regiones que componen la cabeza se comporta en la forma:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = \frac{\sigma_i}{\epsilon_0} \rho_0 e^{-\frac{\sigma_i t}{\epsilon_0}}, \quad (16)$$

donde σ_i es la conductividad en Ω_i y como $\frac{\sigma_i}{\epsilon_0} = \frac{1}{200}$ en unidades t^{-1} para el cráneo y es mucho menos para las otras regiones, tal término puede despreciarse de la ecuación de continuidad:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div} J = 0 \text{ en } \Omega. \quad (17)$$

Obteniéndose de esta forma la ecuación siguiente

$$\text{div} J = 0 \quad (18)$$

Como anteriormente se dijo, la densidad de corriente en el cerebro está dada por $J = J^p + \sigma_1 E$ y en las regiones restantes que componen la cabeza está dada por $J = \sigma_2 E$. Sustituyendo (15) en (18) se obtiene:

$$\begin{aligned} \text{div}(\sigma_i E) &= -\text{div} J^p \quad \text{en } \Omega_1, \\ \text{div} E &= 0 \quad \text{en } \Omega_2, \end{aligned} \quad (19)$$

Por otra parte, basados en los hechos experimentales, el término $\frac{\partial B}{\partial t}$ puede ser despreciado en la ley de Faraday (11), obteniéndose para el campo eléctrico E , la relación:

$$\nabla \times E = 0. \quad (20)$$

Así, de (20) y (8) se tiene que existe un potencial electrostático u , tal que

$$E = -\nabla u. \quad (21)$$

Sustituyendo (8) en (5) encontramos que el potencial electrostático u satisface las ecuaciones:

$$\begin{aligned} \operatorname{div}(\sigma_i \nabla u) &= -\operatorname{div} J^p & \text{en } \Omega_1, \\ \Delta u &= 0 & \text{en } \Omega_2. \end{aligned} \quad (22)$$

Una suposición importante basada en hechos experimentales, es que la conductividad del cerebro es constante. Tomando en cuenta este resultado se tiene que el potencial electrostático u satisface las ecuaciones [34]:

$$\begin{aligned} \Delta u &= 0 & \text{en } \Omega_1, \\ \Delta u &= 0 & \text{en } \Omega_2. \end{aligned} \quad (24)$$

2.6.1 Condiciones de contorno

Como se ha visto, el potencial electroestático u producido por una fuente de corriente bioeléctrica J^p en el volumen cerebral, satisface (24). De hecho, dicho potencial satisface la ecuación de Poisson en la región Ω_i y la ecuación de Laplace en las regiones restantes en que la cabeza ha sido dividida en el modelado de la misma [29].

Sin embargo, para la determinación de dicho potencial es necesario imponer condiciones de contorno sobre las fronteras que separan a las diferentes regiones en que al cabeza ha sido dividida y que han sido denotadas por S_i , $i = 1, 2$. Las condiciones que se consideran son las que corresponden a la continuidad tanto del potencial como de las componentes normales de la corriente en las superficies S_i , $i = 1, 2$, que separan a las diferentes regiones Ω_i y las que corresponden a un salto de los componentes normales de la corriente. Dicho salto está asociado con la corriente primaria cortical [35].

Si llamamos $u_i = u|_{\Omega_i}$ las condiciones de contorno correspondientes a la continuidad del potencial se escriben en la forma

$$u_1 = u_2 \quad \text{en } S_1. \quad (25)$$

Las correspondientes a la continuidad de las componentes normales están dados por:

$$\begin{aligned} \sigma_1 \frac{\partial u_1}{\partial n_1} &= \sigma_2 \frac{\partial u_2}{\partial n_1} + j \cdot n_1 & \text{en } S_1, \\ \frac{\partial u_2}{\partial n_2} &= 0 & \text{en } S_2, \end{aligned} \quad (26)$$

donde $j \cdot n_1$ corresponde a la contribución de una corriente ubicada en la superficie de la corteza cerebral. Obsérvese que los efectos de una densidad volumétrica J^p de corriente

impresa en el cerebro y una densidad j sobre la corteza cerebral, se reflejan, en la ecuación que satisface al potencial en la región Ω_1 y en la condición de contorno sobre la superficie S_1 , respectivamente.

De esta manera cuando se tienen en el cerebro densidades bioeléctricas J^p y j concentradas en el volumen y en la corteza cerebral, respectivamente, el potencial u producido por dichas fuentes satisface la ecuación (22) con las condiciones de contorno (25) y (26). Al problema de encontrar dicho potencial, suponiendo conocida las densidades J^p y j será denominado Problema Directo Electroencefalográfico (PDE).

Así, el problema que se estudia es el siguiente:

$$\begin{aligned} \Delta u &= \frac{\text{div } J^p}{\sigma_1} && \text{en } \Omega_1, \\ \Delta u &= 0 && \text{en } \Omega_2, \end{aligned} \tag{27}$$

Con las condiciones de frontera (25) y (26), al cual se le denominará Problema de Contorno Electroencefalográfico (PCE). Así se plantea el Problema Inverso Electroencefalográfico (PIE) en términos de PCE para lo cual se requieren las siguientes definiciones:

Definición 1. Se llamará Problema Directo Electroencefalográfico asociado al PCE al problema consistente en hallar la solución $u(x)$ del PCE cuando se conocen $f(x) = \frac{\text{div } J^p}{\sigma_1}$ y $\hat{j}(x) = j \cdot n_1$.

Definición 2. Llamaremos problema inverso electroencefalográfico al problema que consiste en dada una función \bar{u} definida sobre S_4 encontrar $f(x)$ y $\hat{j}(x)$ de forma que para la solución u del problema directo correspondiente a $f(x)$ y $\hat{j}(x)$ se cumpla que $u|_{S_2} = \bar{u}$.

2.6.2 Identificación de fuentes corticales

Del modelo matemático se desprende el algoritmo de identificación de fuentes analizado en [34] y probado en [36]. Este algoritmo permite encontrar de manera aproximada a la fuente que produce el EEG y el potencial u sobre Ω . Para hacer esto los pasos que realiza el algoritmo son:

Lectura de los datos de todos los canales del EEG en un instante de tiempo. Para el caso de esta investigación consta de 14 canales para las simulaciones y 12 en el caso de la implementación en el FPGA. Cada canal en una proyección bidimensional tiene un ángulo con respecto a un sistema de referencia. El sistema de referencia toma como eje horizontal una línea recta que conecta las dos apófisis mastoides.

Cálculo de los coeficientes de Fourier V_k^1, V_k^2 empleando los datos del EEG. Estos coeficientes de Fourier son de la representación en series de la señal EEG que se requieren para calcular la fuente reconstruida.

Cálculo de la fuente reconstruida. A partir de la expresión $V_k^1 = R_2 a_k$, $k = 1, 2, \dots$ se puede recrear la fuente con la siguiente ecuación

$$g(\theta) = \sum_{k=1}^{14} \frac{R_2 a_k}{R_2 (a_k)^2 + \alpha R_1} [V_k^1 \cos k\theta + V_k^2 \sen k\theta], \quad (28)$$

con

$$a_k = \frac{2R_1^{k+1} R_2^{2k}}{k[(\sigma_1 - \sigma_2)R_1^{2k} + (\sigma_1 + \sigma_2)R_2^{2k}]}, \quad (29)$$

donde:

$g(\theta)$ es el valor de la fuente recuperada calculado en el ángulo θ . Este ángulo está determinado por el número de canales de las mediciones del EEG.

V_k^1 y V_k^2 son los coeficientes de la serie de Fourier que representa el EEG

σ_1 y σ_2 denotan las conductividades de cada región

θ es el ángulo de separación de las lecturas

α corresponde al parámetro de regularización de Tikhonov

R_1 y R_2 (modo matemático) los radios del cerebro y de la cabeza

Una representación de la posición de los valores de la fuente recuperada con respecto al número de canales de la medición de los valores del EEG se muestra en la Figura 2.11, donde se muestra que el valor de g para un ángulo θ corresponde al mismo ángulo que tienen una medición V del EEG. Por lo tanto, solo se pueden recuperar la misma cantidad de valores de g como cantidad de canales del EEG se estén empleando. De esta forma se generan 14 señales reconstruidas.

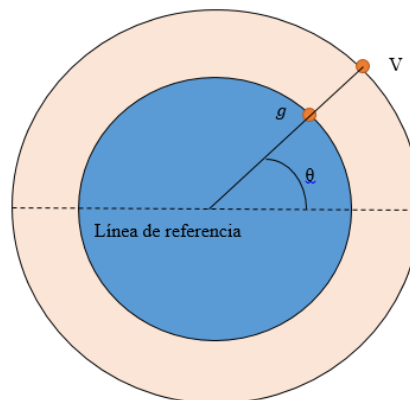


Figura 2.11 Esquema donde se muestra la relación del ángulo de la medición obtenida y el valor de la fuente recuperada

Capítulo 3

3 Diseño y pruebas del sistema digital

En esta sección se presentan los diseños y pruebas que se hicieron en el sistema digital para implementar los diferentes componentes que lo conforman. Se aborda el diseño de los filtros y el algoritmo en el lenguaje VHDL así como las pruebas que se realizaron en MATLAB para su validación.

3.1 Diseño y pruebas de los filtros digitales

Se comenzó con el diseño y pruebas de un filtro digital realizados en MATLAB. Este filtro se diseña y prueba para observar el comportamiento y decidir si su uso puede ser adecuado para la implementación del algoritmo.

Primero se diseña un filtro FIR-pasa bajos utilizando el comando `fdatool` de MATLAB con lo que se obtiene el filtro FIR [26].

```
Fs = 500; % Sampling Frequency

Fpass = 40; % Passband Frequency
Fstop = 200; % Stopband Frequency
Dpass = 0.057501127785; % Passband Ripple
Dstop = 0.001; % Stopband Attenuation
flag = 'scale'; % Sampling Flag

% Calculate the order from the parameters using KAISERORD.
[N,Wn,BETA,TYPE] = kaiserord([Fpass Fstop]/(Fs/2), [1 0], [Dstop
Dpass]);

% Calculate the coefficients using the FIR1 function.
b = fir1(N, Wn, TYPE, kaiser(N+1, BETA), flag);
Hd = dfilt.dffir(b);
```

Para probar el filtro se emplea una señal senoidal de 20 Hz. Se seleccionó un lapso de simulación de 0.1 segundos para que se pudiera apreciar cómo es que actúa el filtro en la señal, ya que con este lapso se tienen sólo dos periodos de la señal, Figura 3.1.

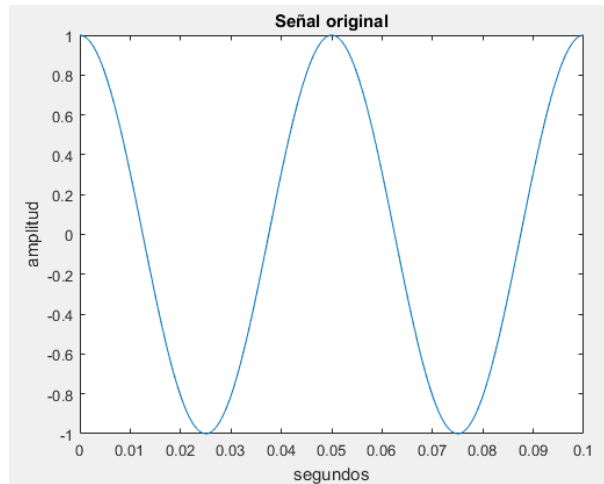


Figura 3.1 Señal generada para prueba. Gráfica obtenida de Matlab

A esta señal se le agrega ruido, el cual consiste en sumarle un valor dentro de un rango de 0.01 a 0.1 en cada una de las muestras. Este valor es asignado mediante la función rand de MATLAB. A esta nueva señal que incluye el ruido es a la que se le aplica el filtro FIR. Se muestra en la figura 3.2 la señal con ruido en la imagen de la izquierda y la señal filtrada a la derecha.

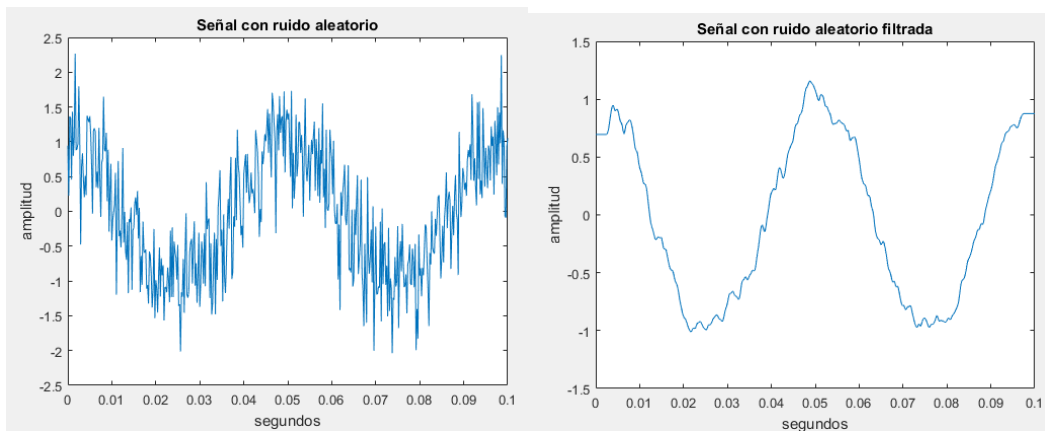


Figura 3.2 Señal antes y después del filtro FIR. Gráfica obtenida de Matlab

La señal filtrada es comparada con la señal original, Figura 3.3, para observar las diferencias entre ellas. Se puede notar que la señal filtrada se asemeja a la señal original, no obstante no es perfecta y muestra variaciones, aun así el algoritmo de identificación es capaz de aproximar bien a la fuente original ya que se considera el parámetro de regularización presenta en [36].

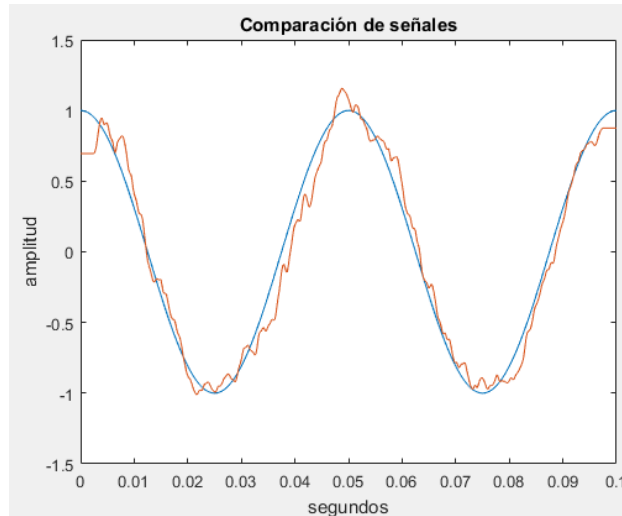


Figura 3.3 Comparación de las señales original y filtrada. Gráfica obtenida de Matlab

Como los resultados son adecuados para el uso en el algoritmo de identificación de fuentes se realizó el desarrollo de los filtros FIR que se emplearán en el sistema, se opta por este tipo de filtros debido a que presentan una respuesta de fase lineal, lo que o modifica el análisis de las señales EEG al ser evaluados por el algoritmo de recuperación de fuentes. Se plantea ahora la aplicación de cinco filtros pasa-banda con frecuencias de corte que correspondan a los rangos en los que se presentan las diferentes ondas electroencefalográficas. Esto quiere decir que los rangos de cada filtro con respecto a las ondas cerebrales son:

- δ : 0.1-4 Hz
- θ : 4-8 Hz
- α : 8-12 Hz
- β : 12-30 Hz
- γ : 32-62 Hz

Se empleó el software MATLAB para calcular los coeficientes con el método de diseño por ventanas Chebyshev, debido a que la transición de la banda pasante y la banda atenuada es muy corta. Como los diferentes rangos de las frecuencias de las ondas cerebrales son colindantes, esta característica de la ventana Chebyshev es adecuada para la finalidad de los filtros. El orden de los filtros es de 50.

A continuación se muestran los diagramas de respuesta de magnitud y de fase de los filtros que se probaron, correspondientes a cada una de las bandas de las ondas cerebrales (Figuras 3.4-3.8).

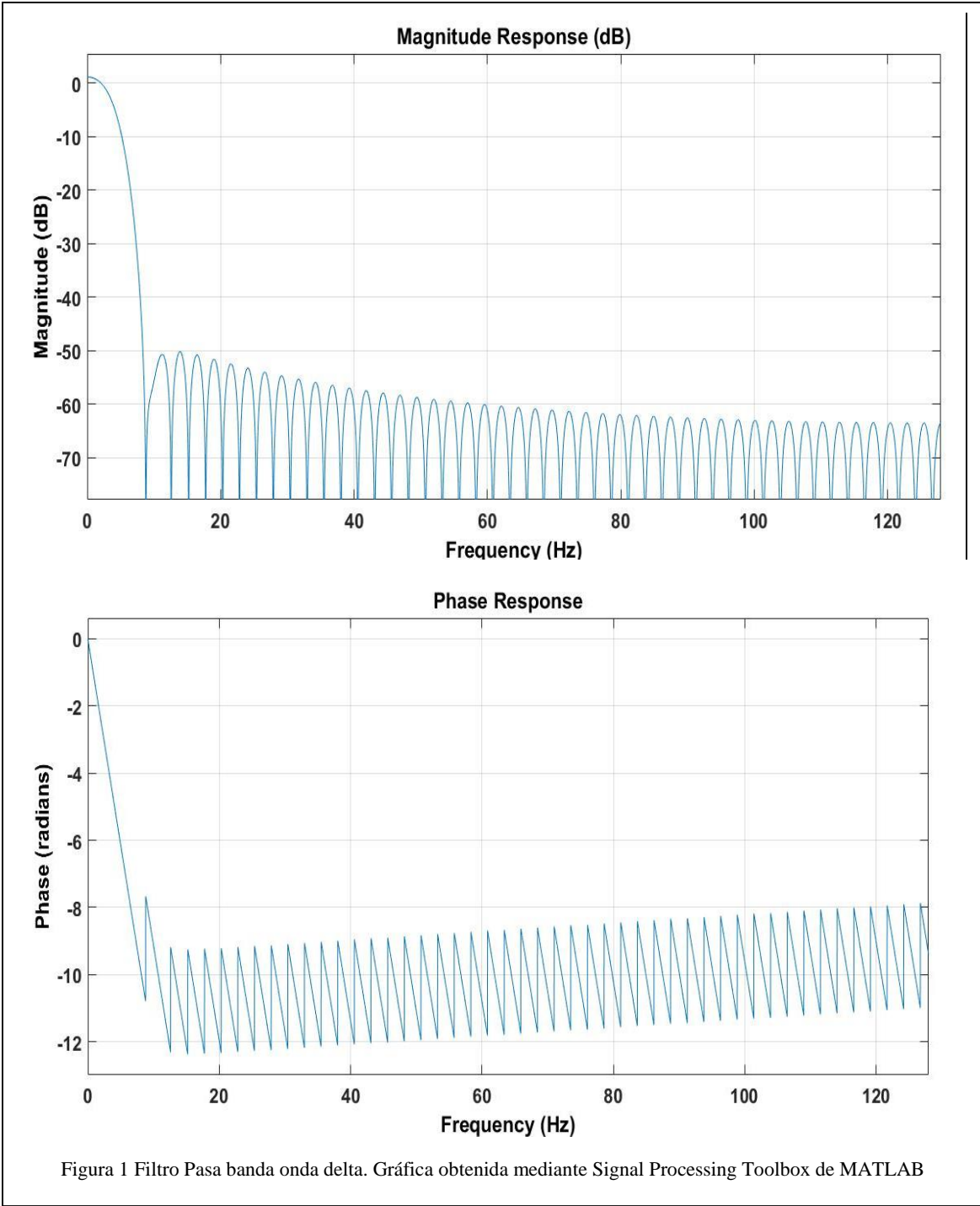


Figura 1 Filtro Pasa banda onda delta. Gráfica obtenida mediante Signal Processing Toolbox de MATLAB

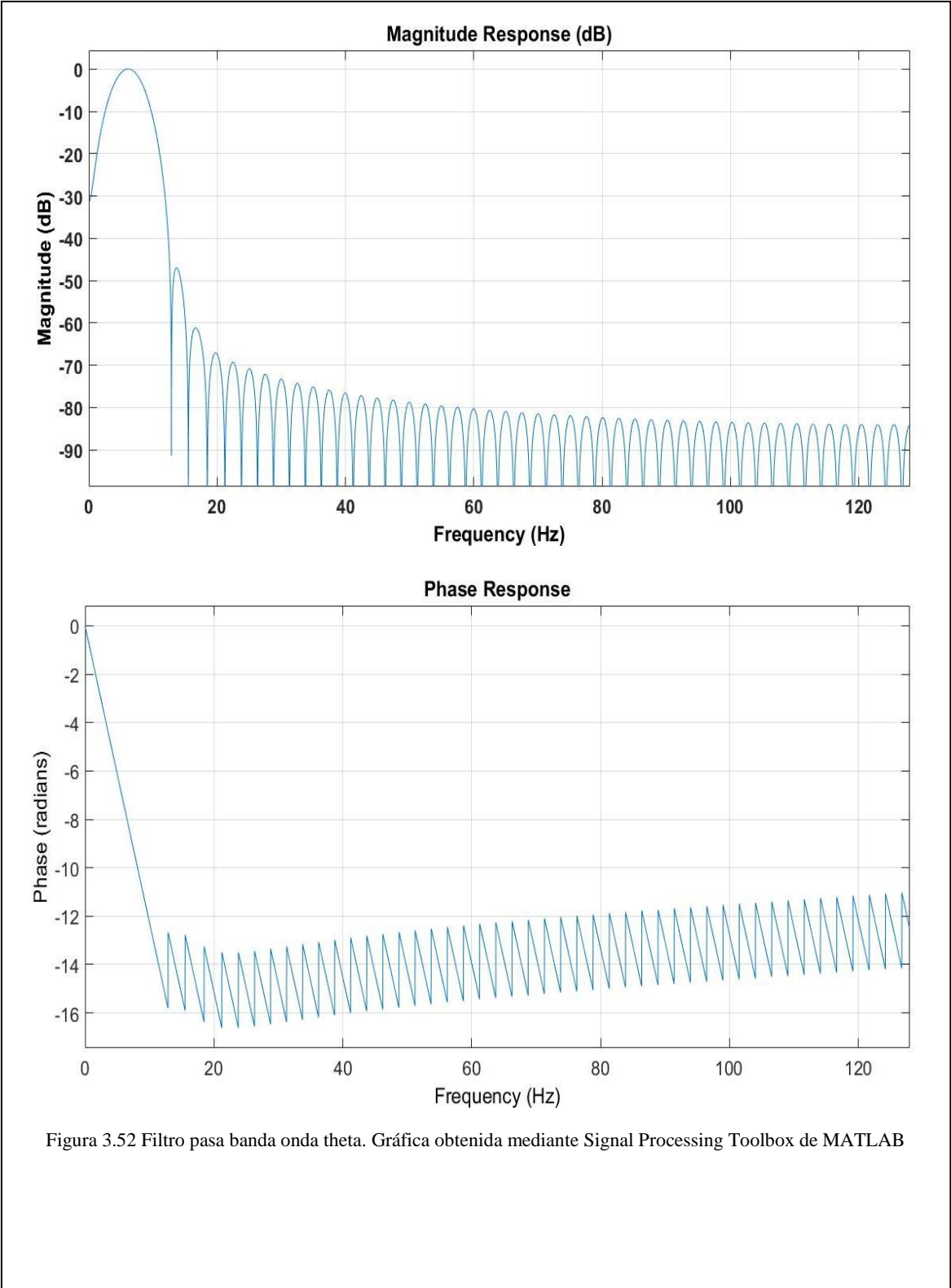


Figura 3.52 Filtro pasa banda onda theta. Gráfica obtenida mediante Signal Processing Toolbox de MATLAB

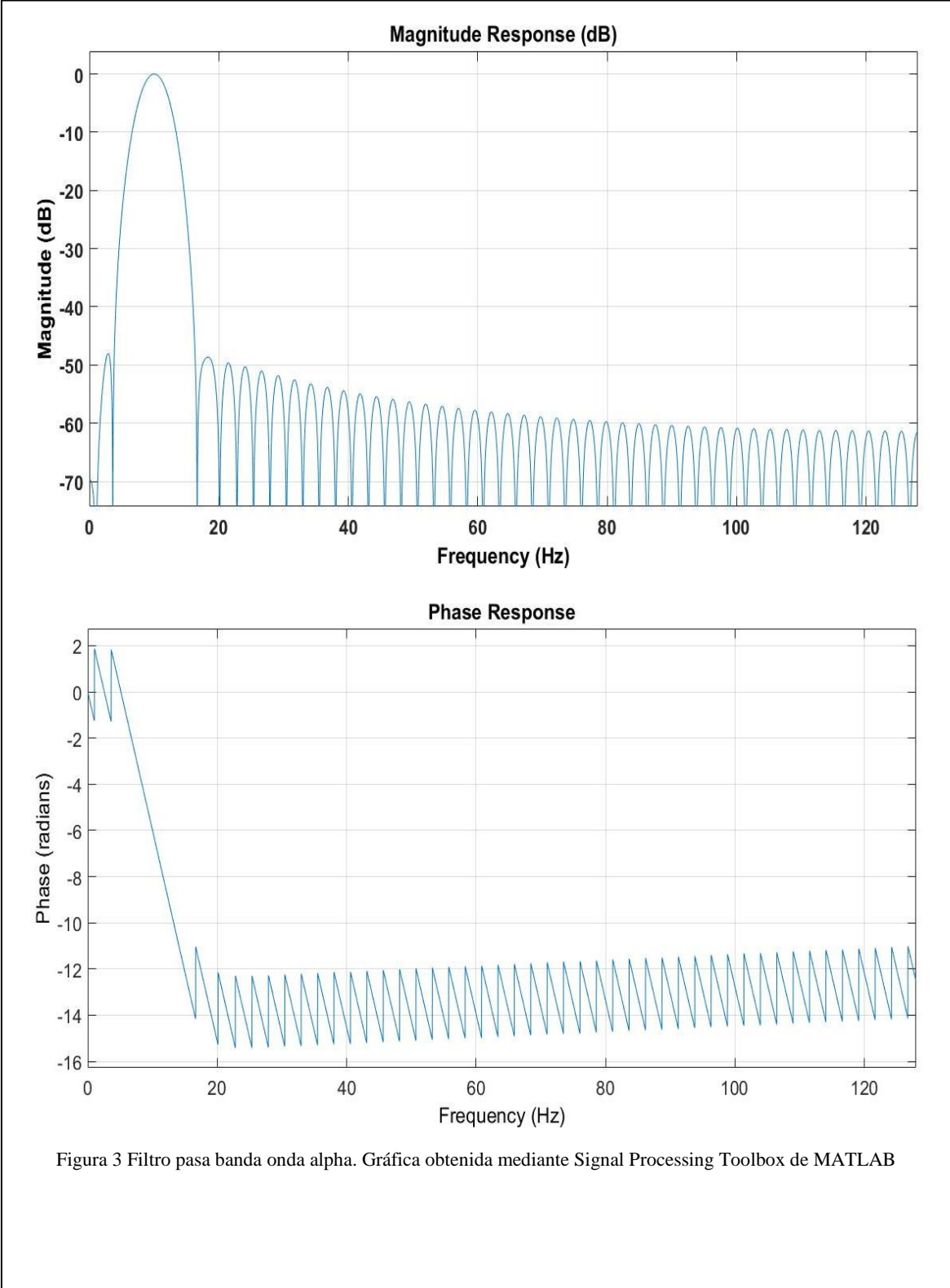


Figura 3 Filtro pasa banda onda alpha. Gráfica obtenida mediante Signal Processing Toolbox de MATLAB

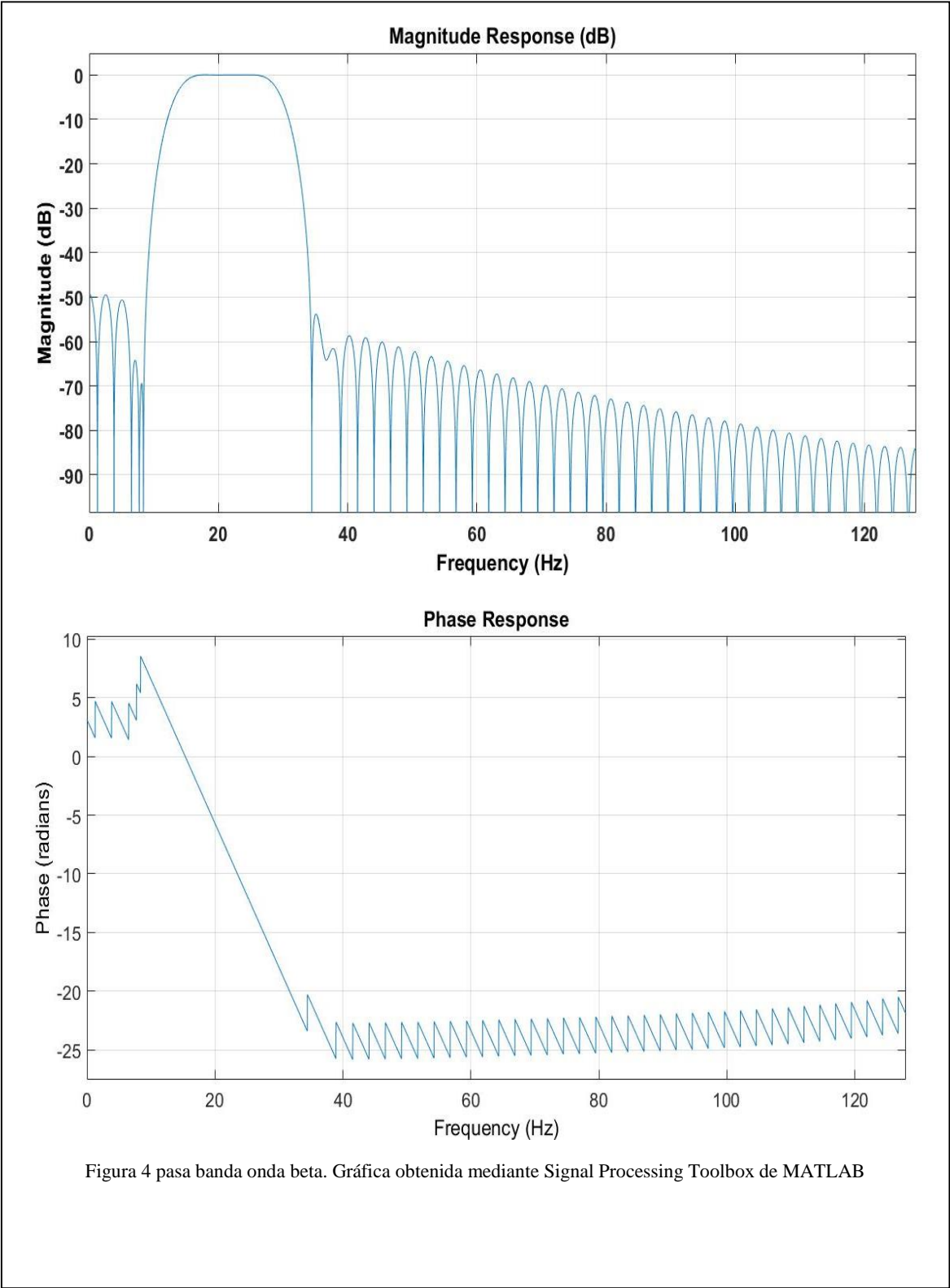


Figura 4 pasa banda onda beta. Gráfica obtenida mediante Signal Processing Toolbox de MATLAB

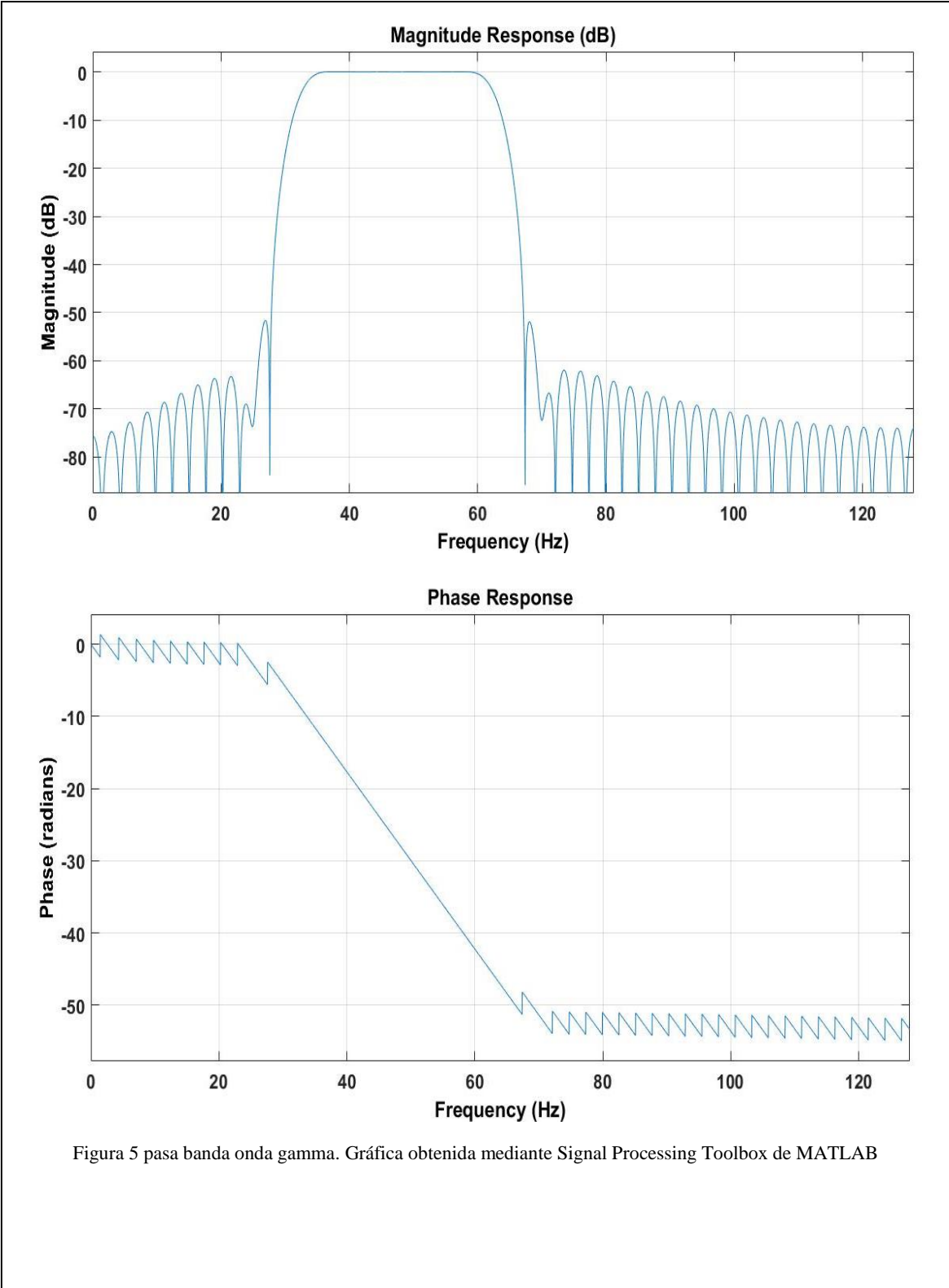


Figura 5 pasa banda onda gamma. Gráfica obtenida mediante Signal Processing Toolbox de MATLAB

De estas gráficas se puede apreciar que muestran un comportamiento lineal en la fase, que es lo esperado en los filtros FIR. También se observa que para las diferentes frecuencias de corte, la transición entre la banda pasante y la de corte es pronunciadamente abrupta, lo que permite obtener las diferentes ondas que componen el EEG.

Para probar los filtros creados, se generó una señal electroencefalográfica artificial, compuesta por cinco señales de diferentes frecuencias, las cuales corresponden a frecuencias dentro del rango de cada onda cerebral. Así, se crearon señales con frecuencias de 2, 5, 10, 20 y 40 Hz (Figura 3.9). Después, éstas se sumaron para obtener la señal electroencefalográfica artificial. Tal como se muestra en la Figura 3.9.

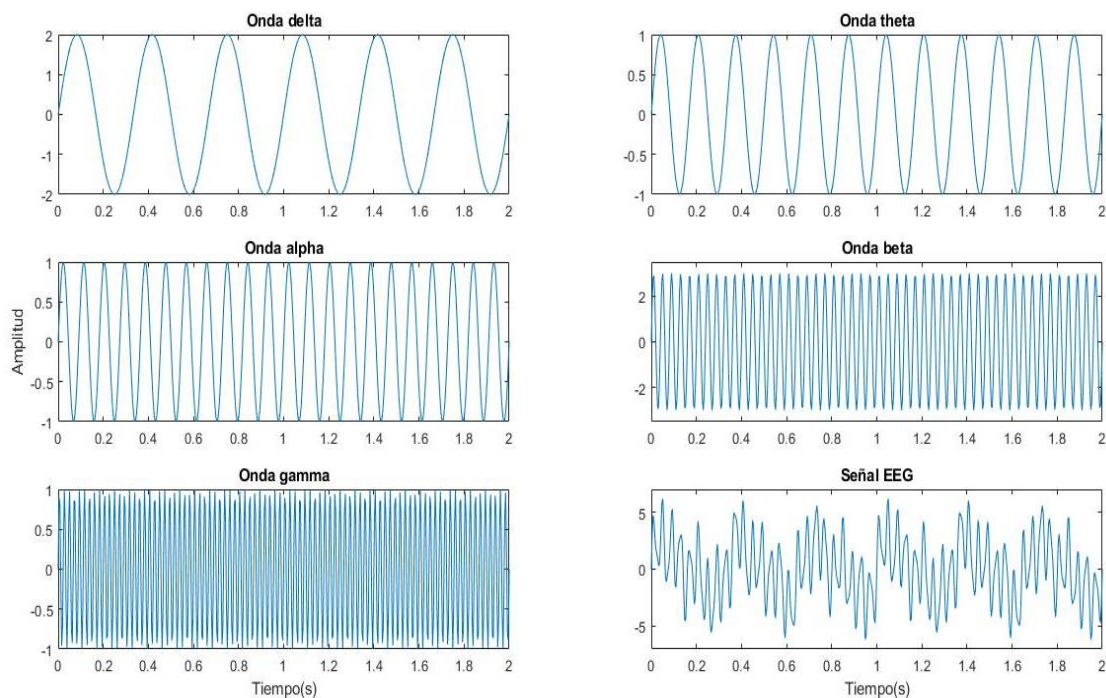


Figura 6 Las cinco ondas artificiales y el EEG creado sumando todas las ondas. Gráficas obtenidas de MATLAB

Como se aprecia en la Figura 3.9, la amplitud de las ondas alfa, teta y gama es de 1, mientras que la onda delta tiene una amplitud de 2 y la onda beta tiene una amplitud de 3. Se diseñó así para poder observar el comportamiento de los filtros con respecto a la ganancia que puedan generar a cada señal.

A cada señal EEG se le aplicaron los respectivos filtros, obteniéndose la señal filtrada que se muestra en rojo en la Figura 3.10.

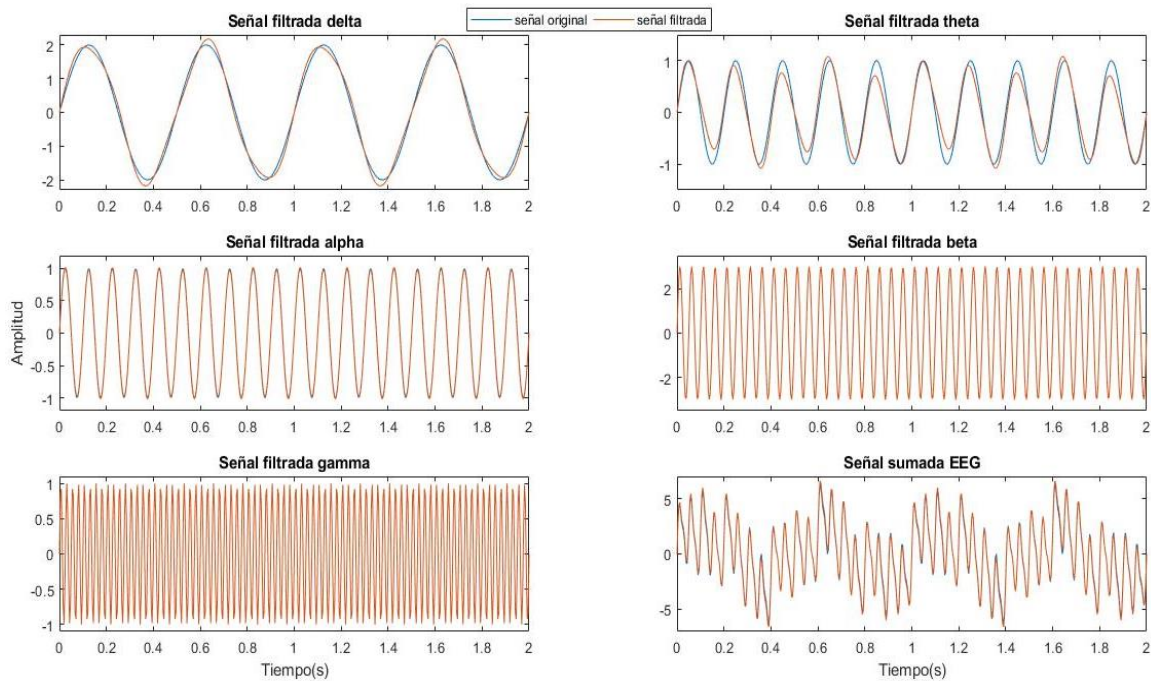


Figura 3.10 Señal filtrada. Se comparan las señales filtradas con las señales originales. Gráficas de MATLAB

En las primeras cinco gráficas se aprecia una comparación de la onda original (delta, theta, alpha, beta, gama) contra la respuesta de su filtro respectivo. La recuperación de las diferentes señales fue idéntica a las señales originales, notándose que en la señal delta y theta tienen una pequeña variación en las amplitudes.

Estas señales filtradas se sumaron para generar otra nueva, un EEG artificial filtrado. Este se comparó con la señal electroencefalográfica artificial y se pudo apreciar que la señal reconstruida era similar.

También se hicieron pruebas asignando otras frecuencias a las ondas cerebrales artificiales con resultados similares, tal como se muestra en la Figura 3.11. En este caso las amplitudes de las tres primeras señales filtradas variaron, no obstante se consiguió la reconstrucción de la señal electroencefalográfica artificial. La razón de que los filtros modificaran la amplitud es porque las señales se encuentran en los límites de los diferentes rangos de los filtros. El desfase que se aprecia es constante, esto quiere decir que la señal filtrada se retrasa un número de muestras con respecto a la señal filtrada. El filtro no agrega desfaseamiento por cada muestra.

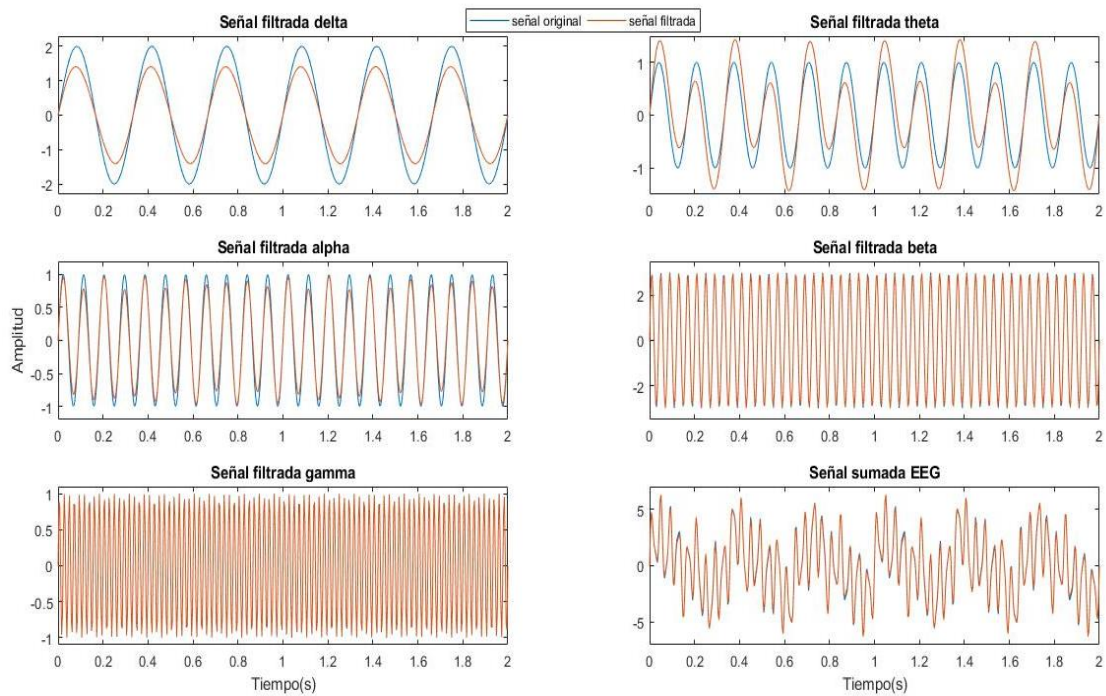


Figura 7 Señales filtradas con diferentes frecuencias. Comparación de las señales originales variando la frecuencia.

Después de la simulación con una señal electroencefalográfica artificial simple, se procede a crear una con características de las señales EEG con focos epilépticos para analizar el comportamiento del filtro. Se utilizó el modelo matemático previamente descrito para generar espigas. Esta señal creada muestra tres espigas como se aprecia en la Figura 3.12 en los segundos 5, 7.2 y 10.4. El EEG se diseñó con bajas frecuencias, esto es, una señal EEG de ondas delta principalmente.

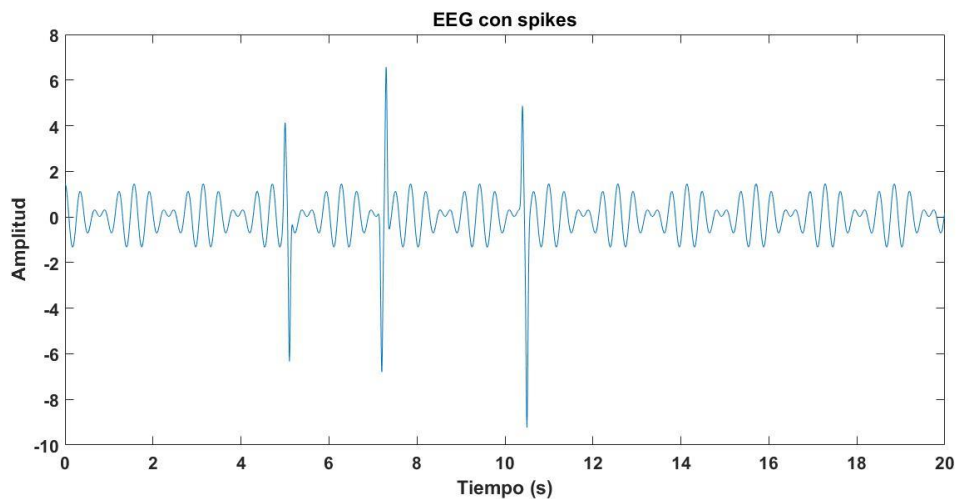


Figura 8 EEG artificial con adición de tres espigas

Una vez creadas las señales EEG, éstas se contaminaron con artefactos musculares tomados de una señal EEG real. Antes de agregar el artefacto muscular a las señales generadas, éste fue filtrado con un filtro pasabanda de tipo Butterworth de sexto orden cuyas frecuencias de corte fueron 30 y 60 Hz. Esto se realizó con la finalidad de obtener el artefacto muscular “puro” para agregarlo a las señales generadas. Un ejemplo de una señal EEG generada con el modelo matemático descrito anteriormente y contaminado con el artefacto muscular se muestra en la Figura 3.13.

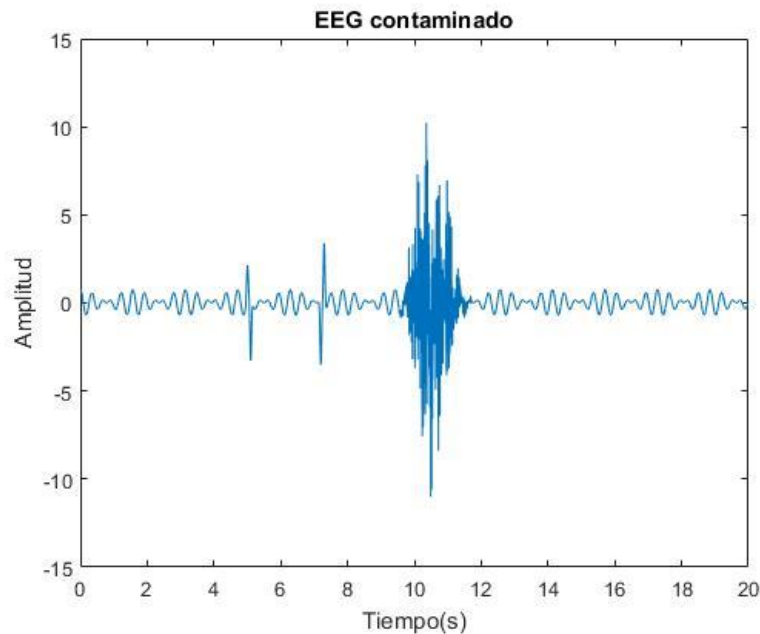


Figura 3.13 Señal artificial con foco epiléptico contaminada con artefacto muscular sintético.

La señal contaminada muestra dos espigas poco después del segundo 5 y del segundo 7 y un artefacto muscular entre los segundos 10 y 12. Originalmente esta señal EEG presenta una espiga más después del segundo 10, pero queda enmascarado por el artefacto muscular.

A esta señal se le aplicó un filtro pasabajas de orden 12 con frecuencia de corte 20 Hz para eliminar el artefacto muscular. Se puede apreciar en la Figura 3.14 que el ruido muscular fue prácticamente removido y que la tercera espiga se puede observar claramente.

Adicionalmente, se encontró que con un filtro FIR pasabajas de ventana de orden 50, tipo Chebyshev con frecuencia de corte de 30 Hz se obtenía un mejor resultado, con el posible inconveniente del mayor tamaño del mismo.

Esto indica que los filtros FIR son las herramientas apropiadas para quitar el artefacto muscular de la señal, sin que se eliminen o vean afectadas las espigas del foco epiléptico.

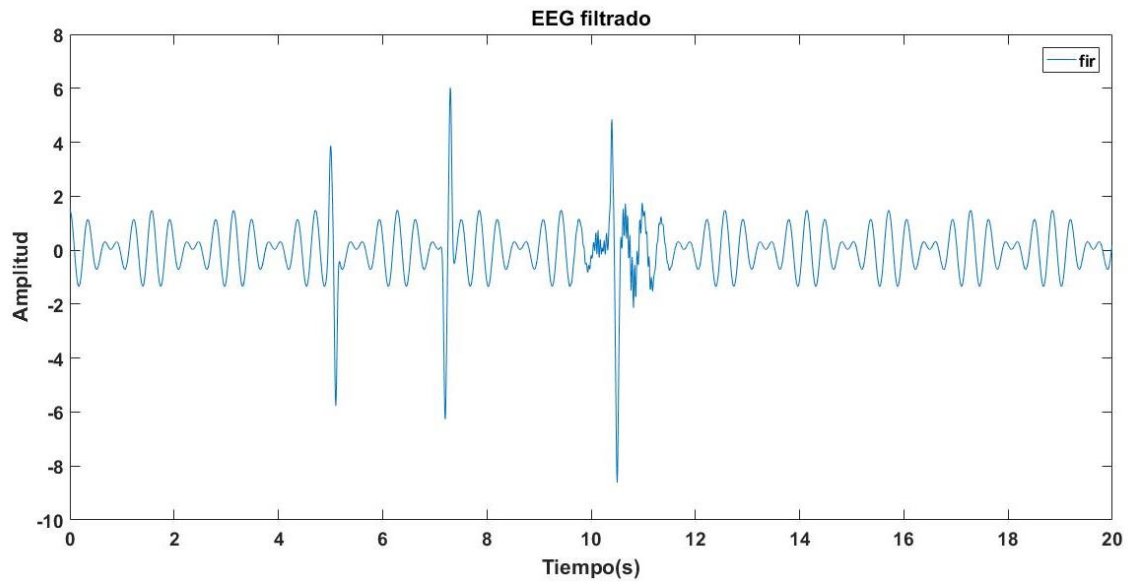


Figura 3.14 EEG filtrado. Gráfica después de pasar la señal con el artefacto muscular por el filtro FIR

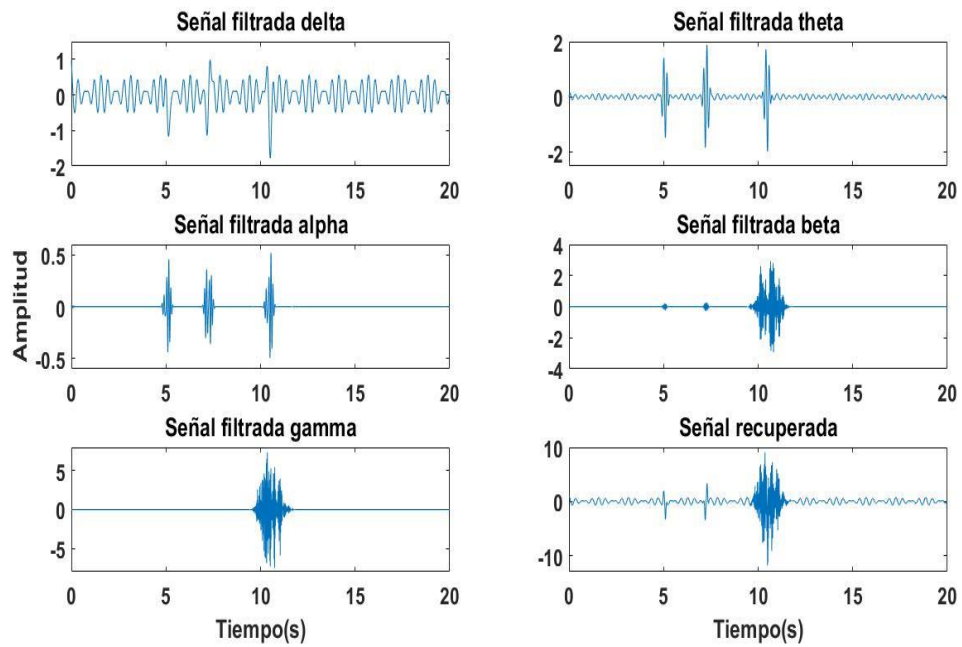


Figura 9 Señal con artefactos descompuesta por los filtros pasabanda. Al final se vuelve a reconstruir la señal sumando los componentes obtenidos de los filtros.

Para poder ver los componentes de la señal, se realizó el filtrado de la señal contaminada con el artefacto muscular y las espigas a través de los filtros pasa banda. En la Figura 3.15 se ve que el artefacto muscular se presenta en las frecuencias de las ondas beta y gamma, esto significa que su frecuencia es por lo menos superior a los 13 Hz. Al comparar con los resultados del filtro pasa bajas, se observa la relación de frecuencia del artefacto. También se aprecia que las espigas muestran características de baja frecuencia.

3.2 Implementación y pruebas FPGA

Para la parte de la implementación de los filtros en el FPGA, se programaron estos en VHDL usando el compilador Xilinx ISE. Se diseñaron primero filtros pasa bajas con la finalidad de probar que la implementación en VHDL fuera la adecuada.

Se diseñó cada filtro de manera individual, esto quiere decir que se hizo un proyecto nuevo en ISE por cada filtro para poder probar sus características por separado. A este proyecto se le cargó una señal senoidal de 10 Hz con ruido de una señal senoidal de una frecuencia de 25 Hz y amplitud aleatoria entre 0 y 1, esto para generar una señal contaminada. Esta fue la señal que se trató con el filtro, el cual recuperó la señal original. Los filtros fueron programados en VHDL y se diseñaron de dos maneras distintas. El primer diseño fue realizado con una estructura de ejecución en paralelo, buscando la optimización del tiempo de procesamiento de los datos en cada filtro.

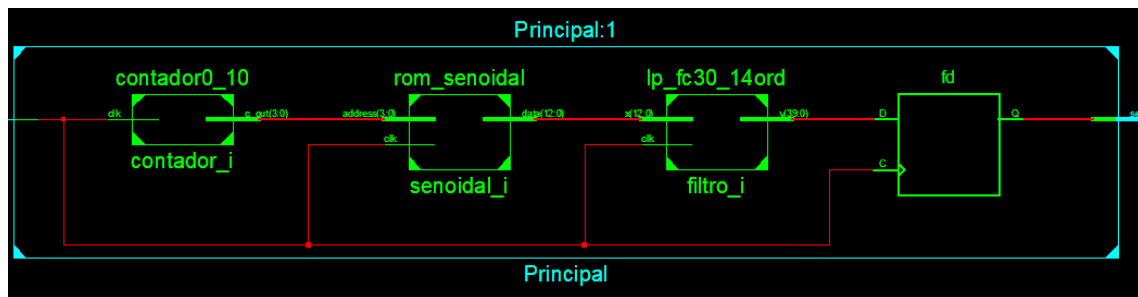


Figura 3.16 Esquemático RTL del filtro FIR, onda delta. Esquema obtenido del software Xilinx

En la Figura 3.16 se muestra la estructura de los módulos para la implementación y pruebas en el FPGA. Este consta de un contador que permite seleccionar la dirección de la ROM que contiene los datos de la señal. Estos valores son los que se envían al filtro. La salida de los filtros fue simulada y se obtuvo la señal mostrada en la Figura 3.17.

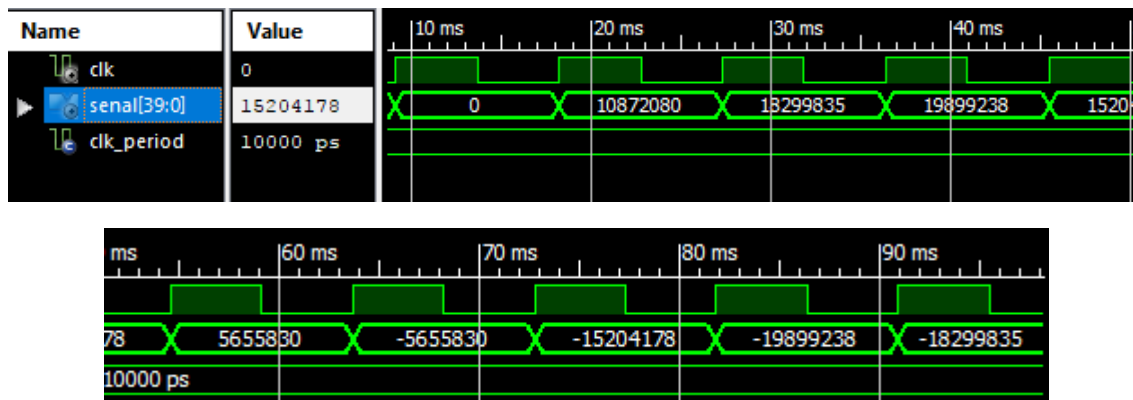


Figura 10 Salida de la simulación del filtro implementado. Esquema obtenido del software Xilinx

La salida muestra los valores esperados, que corresponden a los valores de la señal de entrada. Las cifras que se muestran son solo para visualización de los resultados, y estos no corresponden directamente con la señal original, debido a que estos se deben de reinterpretar usando un método de conversión para que su representación quede en forma binaria. En las pruebas se visualiza en notación decimal, por conveniencia, no obstante la salida se da en sistema binario.

Estos filtros de forma individual tienen un bajo consumo de recursos del FPGA. En la Figura 3.18 se muestra la utilización de los recursos por cada filtro y su respectivo módulo de señal senoidal.

Device Utilization Summary (estimated values)			
Logic Utilization	Used	Available	Utilization
Number of Slice Registers	540	11440	4%
Number of Slice LUTs	858	5720	15%
Number of fully used LUT-FF pairs	211	1187	17%
Number of bonded IOBs	41	160	25%
Number of BUFG/BUFGCTRLs	1	16	6%
Number of DSP48A1s	8	16	50%

Figura 11 Recursos utilizados por filtro. Resumen generado en el software Xilinx

Como lo muestra el reporte generado por ISE, los tipos de recursos que emplean mayor espacio son principalmente los DSP. Los DSP48A se ocupan para el procesamiento matemático de la señal, esto incluye las diversas operaciones aritméticas. El segundo tipo de diseño, se enfoca en optimizar el área de uso del FPGA (uso de un menor número de compuertas) sin embargo, este tipo de diseño incrementará los tiempos de procesamiento de las señales.

Este segundo diseño se realiza reestructurando el algoritmo de cada uno de los filtros para que el proceso sea secuencial. Esto quiere decir que en cada ciclo de reloj del FPGA se realiza

una a una la multiplicación de los coeficientes del filtro y de los datos que entran al filtro, para después realizar la suma de todos los resultados y obtener el dato de la señal ya filtrado. En comparación con la ejecución en paralelo, el proceso empleado aquí, demora más ciclos de trabajo al procesar cada dato. Debido al orden de los filtros, se necesitan 50 ciclos para procesar una señal en comparación con solo uno de la configuración inicial en paralelo. No obstante como la frecuencia de trabajo del FPGA es de 50 MHz, el procesamiento de cada señal solo tarda 1µs.

Device Utilization Summary (estimated values)			
Logic Utilization	Used	Available	Utilization
Number of Slice Registers	58	11440	0%
Number of Slice LUTs	71	5720	1%
Number of fully used LUT-FF pairs	58	71	81%
Number of bonded IOBs	41	160	25%
Number of BUFG/BUFGCTRLs	1	16	6%

Figura 3.19 Recurso utilizados en el rediseño de los filtros. Resumen generado en el software Xilinx

En la Figura 3.19 se muestran los recursos empleados después de una adecuación del código y se aprecia que la cantidad de recursos disminuyó en general. Los recursos que aumentaron son el número de LUT-FF, que indican la correlación del diseño con los recursos utilizados. Adicionalmente se aprecia que no se hizo uso de los módulos DSP48A. Las operaciones, al realizar la adaptación a una ejecución secuencial, se efectúan con operaciones simples y no se recurre a ejecuciones de ciclos anidados (ejecución en paralelo), que es lo que le da velocidad a un diseño paralelo, pero con el inconveniente de un mayor consumo de recursos del FPGA.

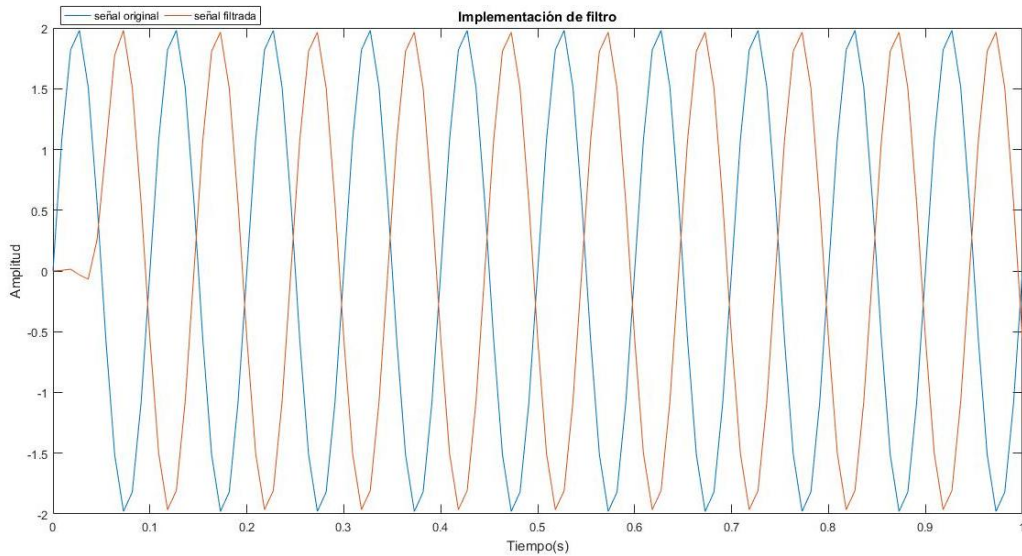


Figura 12 Comparación de la señal original y la señal filtrada por el filtro implementado en FPGA. Azul señal original, roja señal después del filtro.

En la Figura 3.20 se grafican los datos obtenidos por el filtro en el FPGA contra la señal original. Se aprecia que la señal es la misma, excepto por el desfase, propio de los filtros FIR.

Una vez comprobado el desempeño de los filtros se realiza su implementación en VHDL. El esquemático de la implementación de los seis filtros en el FPGA se aprecia en la Figura 3.21.

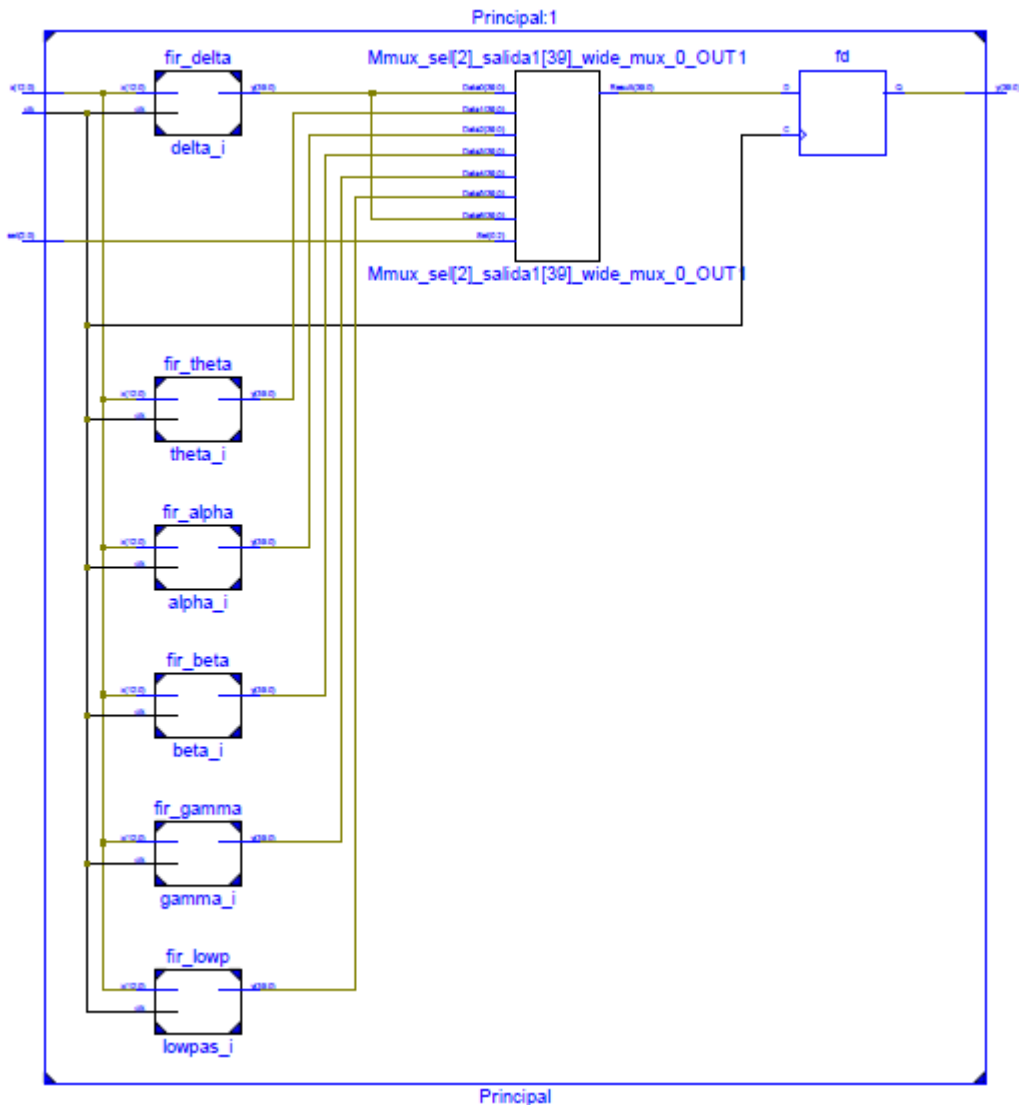


Figura 3.21 Esquemático de la implementación de los cinco filtros FIR pasabanda y el filtro FIR pasa bajo. Esquema generado en el software Xilinx

En la Figura 3.22 se muestra el consumo de recursos para esta etapa del diseño.

Device Utilization Summary (estimated values)			
Logic Utilization	Used	Available	Utilization
Number of Slice Registers	1043	11440	9%
Number of Slice LUTs	24745	5720	432%
Number of fully used LUT-FF pairs	486	25302	1%
Number of bonded IOBs	57	160	35%
Number of BUFG/BUFGCTRLs	1	16	6%
Number of DSP48A1s	8	16	50%

Figura 13 Utilización de los recursos internos del FPGA con la implementación de los filtros

Adicionalmente se diseñó, por los requerimientos del sistema, una memoria RAM (para el almacenamiento de los datos a procesar) la cual cuenta con la capacidad de almacenar 12 canales y 4 segundos de registro, con 128 muestras por segundo. Las pruebas muestran como resultado que todos los filtros junto con la memoria RAM fueron implementados de forma correcta y adecuada en el FPGA.

Típicamente un registro de EEG corresponde a una superposición de señales provenientes de la actividad eléctrica del cerebro, así como de artefactos fisiológicos como sudor, movimientos oculares, movimientos musculares, latido cardiaco; o externos, tales como la inducción de la línea de alimentación, iluminación repentina, conexión y desconexión de electrodos, etc. Para un análisis apropiado de dicho registro EEG, todos estos artefactos deben ser identificados y suprimidos, en la medida de lo posible, dado que pueden enmascarar la parte de la señal fisiológica de interés.

Para finalizar se realiza la adecuación del algoritmo de recuperación de fuentes en VHDL y se implementa en el FPGA. El algoritmo está diseñado para que se ejecute de manera secuencial. La figura 3.23 muestra el empleo de los recursos del FPGA.

Site Type	Used	Fixed	Available	Util%
Slice LUTs	14290	0	20800	68.70
LUT as Logic	12274	0	20800	59.01
LUT as Memory	2016	0	9600	21.00
LUT as Distributed RAM	1920	0		
LUT as Shift Register	96	0		
Slice Registers	1054	0	41600	2.53
Register as Flip Flop	1054	0	41600	2.53
Register as Latch	0	0	41600	0.00
F7 Muxes	1083	0	16300	6.64
F8 Muxes	480	0	8150	5.89

Figura 14 Utilización de los recursos internos del FPGA con todos los módulos. Obtenido del reporte de utilización post-implementación (generación del archivo a cargar en el FPGA)

3.3 Procesamiento de las señales

En esta sección se abordará el proceso para poder manipular los datos provenientes de los EEG y las herramientas digitales para el adecuado procesamiento de las señales en el algoritmo de recuperación de fuentes.

Para que el sistema digital desarrollado sea capaz de trabajar con los datos de los registros EEG se necesita hacer una adecuación del formato con el que se guardan originalmente. Esto conlleva varios pasos partiendo del guardado del archivo original de los registros y finalizando con una adecuación en un archivo de texto. Durante este proceso también se lleva a cabo la normalización de los registros. La normalización se realiza para que los datos que se van a analizar se encuentren estandarizados. Este proceso conlleva hacer que los datos tengan un valor promedio igual a cero y una varianza unitaria. Como el EEG se basa en

medidas relativas de voltaje, su valor promedio puede afectar la interpretación de los datos. Es por eso que se llevan los datos hasta un valor promedio de cero. Como la varianza de los datos depende de la ganancia que presente el amplificador de dispositivo con el que se está haciendo la lectura, es necesario eliminar la variación. Esto se logra dividiendo los datos entre su desviación estándar. Lo anterior permite un correcto análisis de los datos por parte del algoritmo.

En el presente trabajo los datos de los registros EEG reales son adquiridos por el dispositivo Epoc+ de la marca Emotiv (Figura 3.24). Este dispositivo cuenta con catorce canales referenciados (registro monopolar) empleando el sistema 10-20 de colocación de los electrodos. Los canales mostrados por el Epoc+ son: AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4. La referencia que se usa es la base del mastoides izquierdo y derecho, CMS y DRL respectivamente. El dispositivo tiene una frecuencia de muestreo de 128 Hz, empleando un ADC de 14 bit de resolución. Con esto se obtiene un rango de 8400 $\mu\text{V}(\text{pp})$. El registro EEG se visualiza y se guarda en la computadora empleando el software EmotivPRO. Los registros provenientes del Epoc+ son guardados en un archivo tipo *.edf* (European Data Format), formato estandarizado para el intercambio de datos bioeléctricos [37]. Ya que este formato presenta mucha complejidad para ser implementado en el dispositivo digital, se necesita una adecuación a un formato más accesible.

Para realizar este proceso se emplea el software MATLAB el cual se usa para llevar los registros desde el formato *.edf* hasta un archivo de texto o formato *.txt*. La primera etapa a realizar es transformar el archivo *.edf* a formato *.mat*. En esta etapa se emplean librerías ya existentes que realizan la transformación de formatos. De esta forma los datos pueden ser manipulados fácilmente con MATLAB.



Figura 3.24 Sistema Epoc+ y la colocación de los 14 canales

Una vez realizada la transformación a *.mat*, los datos de los 14 registros del EEG son normalizados. Estos datos normalizados se encuentran en formato decimal y se convierten a binario para poder ser manipulados por el FPGA. Se emplea una representación binaria de punto fijo con longitud de palabra de 24 bits: 1 bit de signo, 7 bit para la parte entera y 16 bit para la parte decimal. Una vez hecho la adecuación a formato binario, se guardan en una matriz para ser enviadas al FPGA.

Después de que se tiene la matriz con los valores, se realiza un envío de los datos guardados empleando comunicación serial. Se emplea un bit de inicio, 8 bits de datos y un bit de paro a una tasa de 9600 Baudios. No se usa bit de paridad. Como se pueden enviar solo 8 bits a la vez, los datos enviados deben de ser divididos en segmentos de 8 bits. Por lo tanto cada dato consta de 3 segmentos de 8 bits cada uno. Se envían de esta forma al FPGA segmento por segmento.

Una vez recibido en el FPGA un dato proveniente de la comunicación serial, se almacena en una memoria RAM diseñada en VHDL e implementada en el mismo FPGA. Los datos son almacenados con el mismo formato binario de punto fijo mencionado previamente.

Cuando se han almacenado todos los datos del registro electroencefalográfico en la memoria RAM, se realiza el filtrado de las señales. Para hacer esto se leen los datos de la memoria RAM un canal a la vez por parte del FPGA y se les hace pasar por el filtro FIR pasa bajas con una ventana Chebyshev de orden 50, cuya frecuencia de corte es de 30 Hz. Esto con la finalidad de eliminar los artefactos musculares. Los datos filtrados son almacenados nuevamente en la memoria RAM, reemplazando los datos originales. El módulo principal se encarga de que la escritura de los datos nuevos no afecte el proceso general ni que se sobre escriban antes de que los datos provenientes de la computadora sean empelados adecuadamente.

Una vez almacenados los datos filtrados, se recuperan por medio del FPGA y se realiza la implementación en el algoritmo de recuperación de fuentes. La forma en que se realiza se describe a continuación. Se lee el primer dato de cada una de las 14 señales electroencefalográficas filtradas. Con estos catorce datos se calculan los 30 coeficientes de Fourier para el instante dado. Estos coeficientes son ingresados al algoritmo de recuperación de fuente y se calculan 14 valores de fuente recuperada. Estos catorce datos corresponden a la representación calculada de 14 canales como si estuvieran colocados en la corteza cerebral directamente. Dicho de otra forma, los canales que se obtienen presentan la misma orientación del sistema 10-20 de los canales que fueron usados para hacer los cálculos en el cuero cabelludo, pero ubicados en la corteza cerebral.

Estos datos son guardados en la RAM y enviados empleando de nuevo la comunicación serial entre el FPGA y la computadora. De la misma forma en que los datos fueron recibidos por el FPGA, los datos de salida son enviados en segmentos de 8 bits. El proceso es similar al descrito anteriormente para la recepción de datos por parte del FPGA, solo que en esta ocasión el envío es hacia la computadora.

Capítulo 4

4 Implementación

Para validar el funcionamiento del algoritmo de recuperación de fuentes en el sistema digital (implementado en el FPGA) 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 de 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 algoritmo de recuperación de fuentes como se describió. Los resultados son guardados en un archivo de texto.

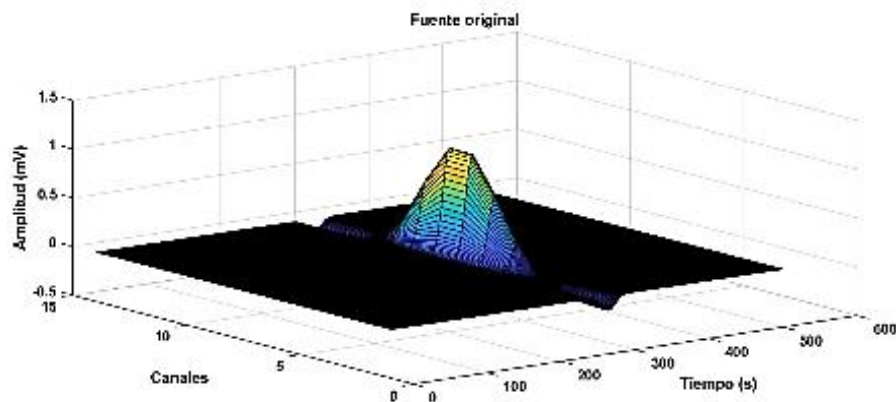


Figura 4.1 Fuente original. Se aprecia la forma de la función campana

Estos datos son cargados en MATLAB donde se transforman a valores decimales y se grafican. La Figura 4.1 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.

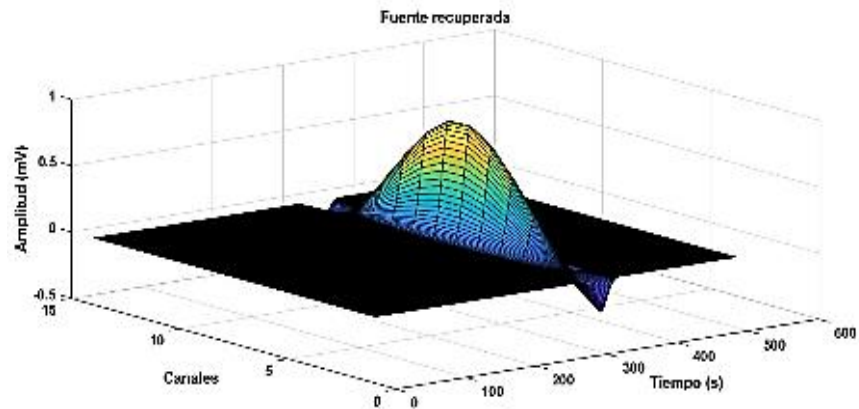


Figura 4.2 Fuente recuperada. Se aprecia un cambio en la forma de la función campana y un desplazamiento en el tiempo de 20 ms.

En la Figura 4.2 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 Epc+ 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 Epc+ 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.

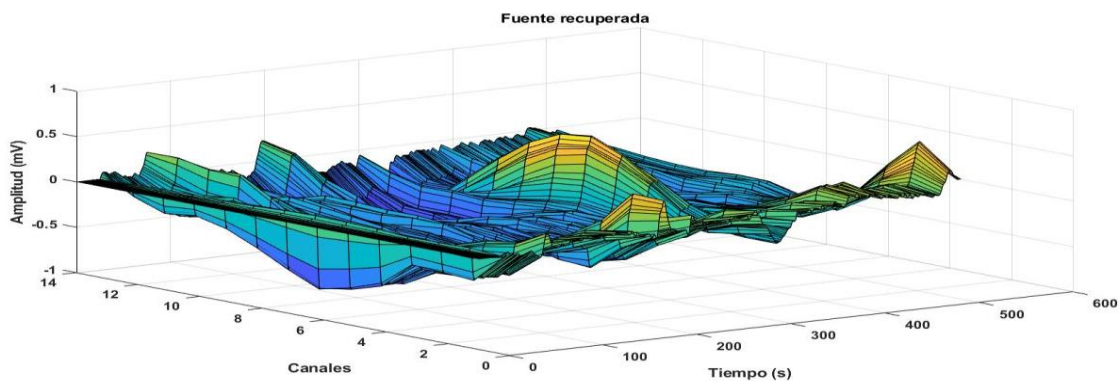


Figura 4.3 Gráfica de la fuente recuperada usando señales EEG reales y superponiendo la fuente sintética. Se aprecia un cambio en la forma de la función campana y un desplazamiento en el tiempo

De la misma forma que para el caso sintético, primero se hace un preprocesamiento de la señal y después se guarda en 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 Figura 4.3.

Se puede observar que en la señal recuperada (Figura 4.3) 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 Figura 4.3 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.

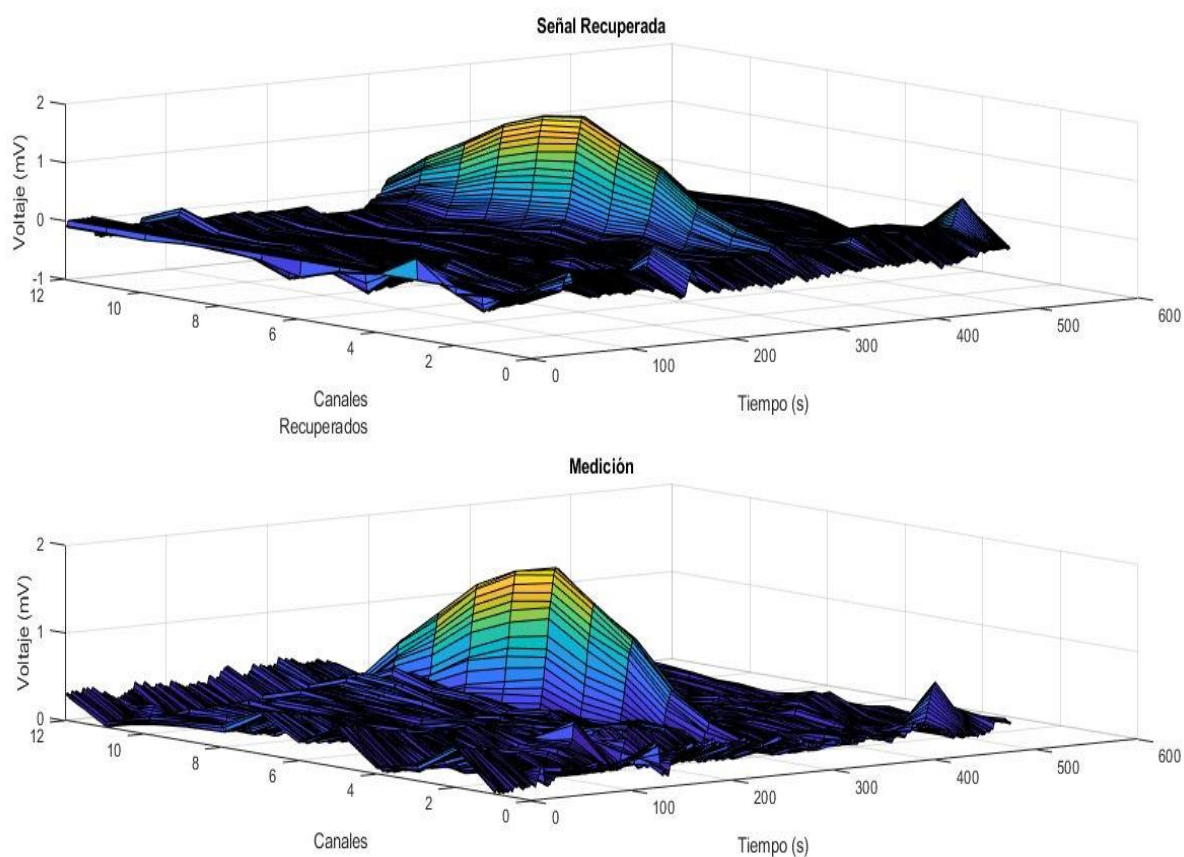


Figura 5.4 Gráfica comparativa en donde se muestra arriba la fuente recuperada y abajo el registro sintético original.

Las pruebas con el algoritmo y los filtros arrojan resultados similares. Solo se debe tener en cuenta que en este caso sólo se emplearon 12 canales por las características y limitaciones del dispositivo planteados en la sección anterior. En la Figura 5.4 se muestra los resultados obtenidos después de enviar los datos al FPGA y que este los procesara. Como ya se mencionó, el envío de datos de la computadora al FPGA es por medio de comunicación serial y empleando el software MATLAB. De la misma forma, se empleó como base una medición sintética con forma de función campana y se le agregó ruido. Este ruido es parte de un registro electroencefalográfico real. La nueva fuente se obtuvo de la superposición de estos dos registros.

Capítulo 5

Conclusiones

En este trabajo se implementó en un FPGA un algoritmo de identificación de fuentes localizadas en la corteza cerebral. 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 desplazamiento cumpliendo la implementación del algoritmo con el objetivo de hacer una identificación de la forma y ubicación de fuentes a partir de registros EEG.

Una de las aportaciones de este trabajo, fue la de implementar un algoritmo que realizara el procedimiento de dividir los datos de los diferentes procesos ya que el FPGA y el lenguaje en el que se programa, VHDL, no presenta la misma versatilidad que lenguajes de programación más comunes, como C o C++, lo que implicó un diseño desde elementos muy básicos para realizar operaciones matemáticas (como por ejemplo la división).

Otro de los trabajos que se realizó de manera paralela para poder llevar a cabo la implementación del algoritmo fue el de desarrollar un módulo de comunicación serial. Normalmente este tipo de módulos se encuentran en dispositivos un poco más robustos, pero en los FPGA por su estructura y finalidad no son parte del diseño de estos. Por tal motivo se diseñó el módulo de comunicación serial, el cual se hizo pensando en los parámetros más comunes al momento de emplear este tipo de comunicación. Por tal razón este módulo puede comunicarse con facilidad a la computadora.

Junto con la RAM, los anteriores módulos desarrollados e implementados en el propio FPGA cubren los objetivos principales de este trabajo, el cual consistía en la implementación digital de los elementos descritos previamente y su correcto funcionamiento en un solo sistema digital

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.

En las primeras etapas se emplea un FPGA Spartan 6 (xc6slx9) con 9,000 celdas lógicas, en lo que se obtuvo la tarjeta de desarrollo en la cual se realizaron las etapas finales del proyecto y la implementación. La tarjeta que se seleccionó, como se comenta al principio del trabajo, es una Basys 3 con un FPGA Artix-7 la cual cuenta con 33,000 celdas lógicas.

Apéndices

Apéndice A-Publicaciones

De la presente investigación se desprenden participaciones en seminarios, congresos y una publicación de artículo. Las participaciones fueron en:

- Fourth International Conference on Mathematics and its Applications.(4-8 de septiembre de 2017)
 - Sistema embebido en un FPGA para el análisis de señales electroencefalográficas empleadas en la identificación de patologías.
- Seminario Algoritmos estables para el problema de identificación de fuentes bioeléctricas y su implementación en FPGAs (17 de noviembre de 2017).
 - Implementación de algoritmos en FPGAs.
- IX Congreso Nacional de Tecnología Aplicada a Ciencias de la Salud. (14-16 de Junio de 2018)
 - Implementación de un algoritmo de identificación de fuentes basado en un modelo matemático de medio conductor en un sistema digital.
- 41° Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica (18-20 de octubre 2018)
 - Implementación de un algoritmo de identificación de fuentes como ayuda en el diagnóstico de epilepsias focales

En este último congreso se tuvo una publicación con el mismo título y cuyo registro DOI es: dx.doi.org/10.24254/CNIB.18.39 en la revista con registro ISSN: 2395-8928

Además se realizó una estancia de investigación del 1 de Julio al 31 de agosto del 2018 en el Instituto Tecnológico Superior de Eldorado.



BUAP

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
Facultad de Ciencias Físico Matemáticas
Fourth International Conference on Mathematics and
its Applications (4CIMA)

This certifies that

Alejandro Centeno Bautista

has participated as **speaker**
of the talk(s)

**Sistema embebido en un FPGa para el análisis de señales
electroencefalográficas empleadas en la identificación de patologías.**
at the 4CIMA, held on September 4-8, 2017 at the School of
Physics and Mathematics of BUAP.

4CIMA
INTERNATIONAL CONFERENCE ON
APPLIED MATHEMATICS
AND SCIENCES




Dra. Martha Alicia Palomino Ovando
Head of the School of Physics and Mathematics




Dr. Fernando Macías Romero
Chairman of the 4CIMA

#CNIB18

La **Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica A.C** otorga el presente reconocimiento a:

M. A. Centeno Bautista

Por su participación con el Trabajo Libre:

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

en el **41° Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica** realizado del **18 al 20 de Octubre del 2018** en León, Guanajuato.




Ing. Heribeth Bravo
PRESIDENTE


Dr. Christian Chapa González
PRESIDENTE COMITÉ CIENTÍFICO





BUAP



CCADDET
CENTRO NACIONAL DE INVESTIGACIONES EN OPTICA, A.C.



UANL
UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN



El Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica,
La Universidad Autónoma de México, a través del CCADDET,
El Centro de Investigaciones en Óptica, A.C.,
La Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, a través de la VIEP y
La Universidad Autónoma de Nuevo León, a través de la Facultad de Medicina

otorgan el presente

RECONOCIMIENTO

a:

Manuel Alejandro Centeno Bautista, María Monserrat Morín Castillo,
José Jacobo Oliveros Oliveros, Héctor Ramírez DÍa, Claudia Netzahualcoyotl Bautista,

Alina Santillán Guzmán

por su valiosa participación en el IX Congreso Nacional de Tecnología
Aplicada a Ciencias de la Salud, con la presentación del cartel intitulado

IMPLEMENTACIÓN DE UN ALGORITMO DE IDENTIFICACIÓN DE FUENTES BASADO EN UN MODELO MATEMÁTICO
DE MEDIO CONDUCTOR EN UN SISTEMA DIGITAL.

Puebla, Pue, 14, 15 y 16 de junio de 2018

Dr. José Eduardo Espinosa Rosales
Director de Divulgación Científica,
VIEP-BUAP

Dr. Eduardo Espinosa Rodríguez
Por el Comité Organizador,
INAOE

Dr. Leopoldo Altamirano Robles
Director General,
INAOE



Algoritmos estables para el problema de identificación de fuentes bioeléctricas

Seminario Algoritmos estables para el problema de identificación de fuentes bioeléctricas y su implementación en FPGA's

INSTITUTO TECNOLÓGICO SUPERIOR DE ELDORADO

El comité organizador otorga la presente

CONSTANCIA

A:

MANUEL ALEJANDRO CENTENO BAUTISTA

Por su participación como ponente con la plática titulada

IMPLEMENTACIÓN DE ALGORITMOS EN FPGA'S

Eldorado, Sinaloa a 17 de noviembre de 2017.

Dr. Héctor Ramírez Díaz
Sub director Académico del ITSEL, DORADO



SEP
SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA
INSTITUTO TECNOLÓGICO SUPERIOR DE ELDORADO
SUBDIRECCION ACADEMICA

Dr. José Julio Córdá Mones
Organizador Responsable

Bibliografía

5 Bibliografía

- [1] L. Palacios, «Breve historia de la electroencefalografía,» *Acta Neurológica Colombiana*, vol. 18, n° 2, pp. 104-107, 2002.
- [2] A. S. Figueroa Duarte y O. Campbell Araujo, «La Visión de la Epilepsia a Través de la Historia,» *Bol Clin Hosp Infant Edo Son*, vol. 32, n° 2, pp. 87-101, 2015.
- [3] A. Ben Menahem, *Historical Encyclopedia of Natural and Mathematical Sciences*, Berlin: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2009.
- [4] A. van Oosterom, «History and evolution of methods for solving the inverse problem,» *Journal of clinical neurophysiology*, vol. 8, n° 4, pp. 371-380, 1991.
- [5] R. D. Pascual Marqui, «Low resolution electromagnetic tomography: a new method for localizing electrical activity in the brain,» *International Journal of Psychophysiology*, vol. 18, pp. 49-65, 1994.
- [6] R. D. Pascual Marqui, «Standardized low-resolution brain electromagnetic tomography (sLORETA): technical details,» *Methods Find Exp Clin Pharmacol*, vol. 24, n° D, pp. 5-12, 2002.
- [7] A. Fahim Gohar , S. Omer y K. Asima , «Recent trends and advances in solving the inverse,» *Inverse Problems in Science and Engineering*, pp. 1-16, 2018.
- [8] R. Livio PerriEmail, M. Berchicci, V. Bianco, D. Spinelli y F. Di Russo, «Brain waves from an “isolated” cortex: contribution of the anterior insula to cognitive functions,» *Brain Structure and Function*, vol. 223, n° 3, p. 1343–1355 , 2018.
- [9] J. Stewart, *Cálculo de varias variables: Trascendentes tempranas*, México: CENGAGE LEARNING, 2012.
- [10] R. Plonsey y R. C. Barr, *Bioelectricity: a quantitative approach*, New York: Springer, 2007.
- [11] J. R. Reitz, F. J. Milford y R. W. Christy, *Fundamentos de la teoría electromagnética*, México: Addison-Wesley, 1999.
- [12] A. C. Guyton, *Tratado de fisiología médica*, México: Elsevier, 2014.

-
- [13] S. Sanei y J. A. Chambers, EEG Signal Processing, Sussex: West Sussex: Wiley Editorial, 2007.
- [14] E. Kandel, T. Jessell y J. H. Schwartz, Principios de neurociencia, Madrid: McGraw-Hill, 2015.
- [15] L. Ding, C. Wilke, B. Xu, X. Xu, W. v. Drongelene, M. Kohrman y B. He, «EEG Source Imaging: Correlate Source Locations and Extents with ECoG and Surgical Resections in Epilepsy Patients,» *J Clin Neurophysiol*, vol. 24, n° 2, pp. 130-136, 2007.
- [16] I. Mareels, M. Cook y A. Varsavsky, Epileptic seizures and the EEG, Massachusetts: CRC Press, 2011.
- [17] I. Megiddo, A. Colson, D. Chisholm, T. Dua, A. Nandi y R. Laxminarayan, «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*, 2016.
- [18] J. Falco-Walter, I. Scheffer y R. Fisher, «The new definition and classification of seizures and epilepsy.,» *Epilepsy Res.*, vol. 139, pp. 73-79, 2017.
- [19] A. Bradley, J. Yao, J. Dewald y C.-P. Richter, «Evaluation of electroencephalography source localization algorithms with multiple cortical sources,» *PLoS ONE*, vol. 11, n° 1, 2016.
- [20] B. Sitthinamsuwan, N. Usui, T. Tottori, K. Terada, A. Kondo, K. Matsuda, K. Baba y Y. Inoue, «Seizures with tonic posturing: Semiologic difference between supplementary sensorimotor area (SSMA) origin and extra-SSMA origin,» *Epilepsia Official Journal of the International League Against Epilepsy*, vol. 57, n° 2, p. e 39–e44, 2016.
- [21] A. S. Sedra y K. C. Smith, Circuitos microelectrónicos, México: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA, 2006.
- [22] D. G. Maxinez y J. Alcalá, VHDL: El arte de programar sistemas digitales, México: Compañía editorial continental, 2002.
- [23] P. J. Ashenden y J. Lewis, The designer's guide to VHDL, Australia: Morgan Kaufmann, 2008.
- [24] V. K. Madisetti y D. B. Williams, Digital signal processing Handbook, New York: Chapman & Hall, 1999.
- [25] J. G. Proakis y D. G. Manolakis, Digital Signal Processing, New Jersey: Prentice Hall Intenacional, 1996.

-
- [26] J. A. Álvarez Cedillo, K. M. Linding Bos y G. Martínez Romero, «Implementación de Filtros Digitales Tipo FIR en FPGA,» *Polibits*, 2010.
- [27] M. AliJatoi, N. Kamel, S. A. Malik, I. Faye y T. Begum, «A survey of methods used for source localization using EEG signals,» *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 11, pp. 42-52, 2014.
- [28] D. Cosandier-Rimélé, I. Merlet, J. Badier, P. Chauvel y F. Wendling, «The neuronal sources of EEG: Modeling of simultaneous scalp and intracerebral recordings in epilepsy,» *NeuroImage*, vol. 42, pp. 135-146, 2008.
- [29] M. M. Morín, J. J. Oliveros y J. J. Conde, «Simplificación del problema inverso electroencefalográfico a una sola región homogénea con condición de Neumann nula,» *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, pp. 41-51, 2013.
- [30] A. M. Erazo Erazo, Tesis: Modelo y Simulación de Actividad Eléctrica Neuronal para generación Sintética de EEG, Manizalez: Universidad Nacional de Colombia, 2012.
- [31] M. M. Morín Castillo, F. Aquino Camacho, A. Fraguela Collar y J. J. Oliveros Oliveros, «Análisis del problema directo electroencefalográfico para fuentes dipolares corticales,» *SISTEMAS, CIBERNÉTICA E INFORMÁTICA*, vol. 13, nº 1, pp. 1-5, 2016.
- [32] M. M. Morín, *Análisis del problema inverso de identificación de fuentes a través de planteamientos operacionales*, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, 2005.
- [33] J. Sarvas, «Basic mathematical and electromagnetic concepts of the biomagnetic inverse problem,» *Phys. Med. Biol.*, vol. 32, nº 1, pp. 11-22, 1987.
- [34] M. M. Morín Castillo, J. J. Oliveros Oliveros, A. Fraguela Collar y F. A. Aquino Camacho, «Analysis of the Inverse Electroencephalographic Problem for Volumetric Dipolar Sources Using a Simplification,» *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, vol. 35, nº 2, 2014.
- [35] M. M. Morín Castillo, J. J. Oliveros Oliveros, J. Conde y H. Juárez, «Stable identification of sources located on separation interfaces of two different homogeneous media,» *Aceptado para su publicación a la revista Advances in Differential Equations and Control Processes*.
- [36] M. M. Morín Castillo, J. J. Oliveros Oliveros, J. Conde y A. Fraguela, «A Regularization Strategy for the Inverse Problem of Identification of Bioeléctric Sources for the Case of Concentric Spheres,» *Far East Journal of Applied Mathematics.*, vol. 77, nº 1, pp. 1-20, 2013.

[37] K. Bob, B. Alpo, C. R. Agostinho, D. N. Kim y G. John, «A simple format for exchange of digitized polygraphic recordings,» *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 82, n° 5, pp. 391-393, 1992.