

Sistema computacional para determinar la eficiencia de terapias asistidas por delfines

Jesús Jaime Moreno Escobar, Jonatan Mireles Hernández, Oswaldo Morales Matamoros,
Guillermo Urriolagoitia Sosa, Guillermo Urriolagoitia Calderón

Instituto Politécnico Nacional,
Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica,
México

jemoreno@esimez.mx

Resumen. La reciente proliferación de aplicaciones tecnológicas de sensores en terapias a niños con capacidades diferentes, que promueve un comportamiento positivo entre estos niños, ha generado resultados alentadores en el desarrollo de una variedad de habilidades y capacidades en los mismos. La terapia asistida por delfines (TAD) también ha llegado a ser una cuestión de interés público y para los científicos por el tipo de desórdenes que ayuda a tratar. En este trabajo se presenta el desarrollo de un sistema computacional que controla la interacción cerebro-computadora cuando un paciente con diferentes capacidades se somete a una TAD. El estudio se efectuó en las instalaciones del delfinario Delfiniti, ubicado en Ixtapa, Guerrero, México; dicho estudio señala que la actividad cerebral del paciente se incrementó 376% durante la TAD. Para el desarrollo del sistema se utilizó un sensor TGAM1, el cual se conectó al protocolo de comunicación Bluetooth 4.0, aislándolo de las condiciones ambientales de humedad y agua salada. De esta forma, se exploró el comportamiento de un niño con Trastorno Obsesivo Compulsivo (TOC) y de un niño neurotípico (de control), aplicando para ello la transformada rápida de Fourier (FFT) para el análisis de los electroencefalogramas (EEG) de ambos niños, a través de los cuales se registró su actividad cerebral. Dichos EEG se estudiaron como series de tiempo de voltaje contra tiempo en reposo y durante la TAD, según lo registrado por el primer electrodo frontopolar (FP1) mediante un biosensor EEG TGAM1. Los hallazgos indican que el sistema desarrollado es capaz de medir las fluctuaciones en los EEG durante la TAD, las cuales despliegan un comportamiento colectivo con incrementos positivos en la actividad cerebral de ambos niños que son seguidos

por mucha mayor actividad cerebral. Por ende, el cerebro reacciona gradualmente a la TAD en cierto periodo de tiempo. Asimismo, el paciente con TOC alcanzó una aparente relajación, ya que su Densidad del Espectro de Potencia (DEP) decreció 20%, con respecto a su condición inicial de reposo, mientras que el paciente de control aumentó su DEP 53%, con respecto a su condición inicial de reposo.

Palabras clave. Interface cerebro-computadora, inteligencia artificial, terapia asistida por delfines, sensor TGAM1, EEG, FFT, densidad del espectro de potencia.

Computational System for Determining the Efficiency of Dolphin-Assisted Therapy

Abstract. The recent proliferation of sensors technology applications in therapies to children disabilities to promote positive behavior among such children has produced optimistic results in developing a variety of skills and abilities in them. Dolphin-Assisted Therapy (DAT) has also become a topic of public and research interest for these disorders intervention and treatment. This work exposes the development of a computational system that controls brain-computer interaction when a patient with different abilities takes a DAT. The study was carried out at Delfiniti Ixtapa, Guerrero facilities and shows that brain activity increases by 376% during a DAT. A TGAM1 sensor was used to develop the system, which is connected to the Bluetooth 4.0 communication protocol, which is isolated from environmental conditions, which is brackish and humid. In this way, we explore the behavior of Obsessive

Compulsive Disorder and neurotypic children using Fast Fourier Transform (FFT) from Electroencephalogram (EEG). The EEG RAW data are time series that showed the cerebral brain activity, voltage versus time, at rest and during a DAT for both children, as recorded by the first frontopolar electrode (FP1) by means of an EEG biosensor TGAM1 Module. Our findings indicate that this computational system measures the RAW EEG fluctuations during DAT display a collective behavior with positive increments of neuronal activity that could be followed by much more neural activity. Thus, the brain could react to DAT gradually over a period of time. In addition, the patient with OCD gets an apparent relaxation since its Power Spectrum Density (PSD) decreases 20 % regarding its initial rest state meanwhile the control patient increases its PSD 53 % regarding its initial rest state.

Keywords. Brain-computer interface, artificial intelligence, dolphin-assisted therapy, TGAM1 sensor, EEG, FFT, power spectrum density.

1. Introducción

Los delfines han tenido un efecto terapéutico en el tratamiento de un número de padecimientos de la raza humana, tanto fisiológicos como psicológicos. Los sonidos emitidos por los delfines durante su comunicación bajo el agua juegan una parte relevante en este efecto terapéutico. Al parecer, los delfines son sensibles a los campos eléctricos que emiten los humanos e intentan comunicarse con nosotros usando las mismas frecuencias.

Esto ha generado ciertas creencias: (a) emisiones acústicas, grabadas en el mar, pueden provocar modificaciones en las señales que reflejan la actividad cerebral del ser humano, (b) la interacción con un delfín puede ofrecer a pacientes alivio al dolor, debido a la liberación de hormonas en la sangre, (c) la interacción con un delfín puede producir complejidad neurológica, (d) la misma estimulación que ayuda a la relajación también reduce los niveles de estrés y, de este modo, fortalece al sistema inmunológico, y (e) la energía ultrasónica de los delfines puede causar cambios celulares significativos dentro de los tejidos vivos del sistema nervioso central [3].

Con base a lo anterior, se ha desarrollado un tratamiento alternativo para personas con diversos

desórdenes neurológicos y/o discapacidades físicas y psicológicas, tales como autismo, déficit de atención, síndrome de Down, parálisis cerebral infantil y trastorno obsesivo compulsivo. A este tratamiento se le conoce como Terapia Asistida por Delfines (TAD). La TAD es un área de interés en boga para el público en general, con reportes de alivio al dolor, eliminación de la depresión y mejora en el aprendizaje en los niños con diferentes capacidades [2]. La TAD persigue mejorar la calidad de vida de los pacientes mediante terapias complementarias y de refuerzo a las ya existentes, en lugar de reemplazar a las mismas [3].

En el caso del trastorno obsesivo compulsivo (TOC), este se caracteriza por pensamientos extraños y perturbadores (obsesiones), así como comportamientos ritualistas y repetitivos (compulsiones), que requieren mucho tiempo, por lo que perjudican significativamente el funcionamiento de los pacientes y/o les causa angustia. Cuando una obsesión se presenta, ésta casi siempre está relacionada con un incremento considerable en la ansiedad y el estrés [7].

Los niños más pequeños no son capaces de reconocer que sus obsesiones y compulsiones son innecesarias (por ejemplo, no necesita el niño realmente lavarse las manos) y extremas (por ejemplo, lavarse las manos de 15 a 20 veces por día es bueno, pero cinco minutos es agua hirviendo es demasiado). En niños mayores, las compulsiones ocurren sin que el paciente sea capaz de comunicar sus obsesiones; mientras que los adolescentes son capaces de informar sobre múltiples obsesiones y compulsiones. Los niños y adolescentes es más probable que incluyan a miembros de la familia en sus rituales y también puede que se les pida a los familiares que se unan a los rituales y reglas, conduciendo a un comportamiento disruptivo y de oposición, incluidos episodios de mucha rabia o coraje [7].

Una manera de determinar la eficiencia de una TAD en niños con diferentes capacidades, como es el caso del TOC, es observar los cambios en la actividad de las ondas cerebrales de los niños a partir de las señales de electroencefalogramas (EEG) registradas antes y durante una sesión de la TAD.

Los EEG registrados, desde el cuero cabelludo, dan lugar al estudio de la actividad cognitiva del ser humano, mediante la medición de los impulsos eléctricos entre las neuronas. Al principio, los datos de los EEG se recolectaban con el uso de múltiples electrodos y/o diademas alámbricas de EEG para retener la exactitud de la señal y la resolución espacial, lo que reduce considerablemente la movilidad y el pragmatismo en su aplicabilidad. Para facilitar un programa seguro que facilitara la movilidad, en [9] se demostró la efectividad, en su forma inalámbrica, de la diadema de EEG de un solo canal (electrodo) NeuroSkys MindWave para distinguir el estado de los ojos (abiertos o cerrados) de los usuarios.

2. Trabajo relacionado

Para evitar las pérdidas económicas, pero sin perder de vista la mejora en la confiabilidad, precisión, latencia, así como la tasa de alarmas falsas [12]. En nuestro caso, desarrollamos un modelo que mide la actividad cerebral (característica física) y el significado de los cambios en su comportamiento. Por ende, esta propuesta puede considerarse como un modelo de Inteligencia Artificial, ya que el mismo incorpora el conocimiento del dominio de la aplicación (en este caso, Neurociencia) para ser capaces de medir la eficiencia de la TAD, a partir del estudio de las bioseñales. Para el estudio de estas bioseñales, es necesario utilizar una Interfaz Cerebro-Computadora (ICC).

De esta forma, los programas de investigación en ICC han emergido, debido a un mayor entendimiento de las funciones cerebrales y a la disponibilidad de equipo potente de cómputo a bajo costo. Bajo la ICC, los usuarios pueden comunicarse con su ambiente y los dispositivos externos a través de sus actividades cerebrales. En particular, las personas con discapacidades diferentes, como el trastorno obsesivo compulsivo o TOC, han ido aumentando sus demandas y necesidades por dicho sistema. El objetivo de estos sistemas ICC es traducir las señales neurofisiológicas para controlar los dispositivos externos.

Para registrar la dinámica del cerebro, se recomienda aplicar la electroencefalografía (EEG) por ser relativamente accesible y económica [11].

Para evitar las pérdidas económicas, pero sin perder de vista la mejora en la confiabilidad, precisión, latencia, así como la tasa de alarmas falsas [5], hemos empleado el sensor TGAM1 para detectar patrones en las ondas cerebrales.

La Figura 1 muestra el sistema propuesto para este trabajo, con el cual se pretende crear un sistema cerebro-computadora a partir de los EEG para analizar los resultados mediante un espectro de potencia. Es así que este trabajo se desarrolla el sistema para analizar y medir la actividad cerebral en niños que padecen TOC y en niños neurotípicos antes y durante una TAD, utilizando el sensor de señales EEG TGAM1.

Además, medimos, en una forma novedosa, la Densidad del Espectro de Potencia a partir de los EEG mediante el sistema ICC, con el propósito de estimar cambios reales en la actividad registrada de las ondas cerebrales de los niños en estudio, antes, durante y después de una sesión de TAD. Este artículo se divide como sigue. La Sección 3 introduce al sistema y arquitectura del sistema de comunicación ICC; la Sección 4 describe la manera en que se mide la actividad cerebral en reposo y durante cada TAD; la Sección 5 muestra los resultados y discusión de los mismos; y en la Sección 6 se presentan las conclusiones.

3. Marco teórico

3.1. Electroencefalografía

El cerebro está conformado por cientos de miles de miles de células llamadas neuronas, las cuales interactúan unas con otras en el fenómeno bioeléctrico llamado sinapsis; mediante impulsos que son transmitidos alrededor de la membrana, la información se envía para que ayude al cerebro a coordinar las funciones cognitivas, motoras y sensoriales. La actividad del presente campo eléctrico puede manifestarse por un lapso de decenas o centenas de milisegundos, lo cual es suficiente para utilizar equipos como los electroencefalógrafos, que emplean electrodos no invasivos sobre la superficie craneal, para



Fig. 1. Diagrama del sistema propuesto

detectar y registrar dicha actividad cerebral. Los estudios basados en la electroencefalografía, en comparación con otras técnicas de imágenes o de observaciones sobre el comportamiento, tienen ventajas por su excelente tiempo de respuesta, ya que varios registros pueden obtenerse en un segundo a través de sensores múltiples.

Otros estudios, como los que se basan en la magnetoencefalografía, que registran la actividad del campo eléctrico generado por las neuronas, también tienen un muy buen tiempo de respuesta, pero requieren detectores enormes, fijos y costosos, además de sus elevados costos de mantenimiento y de entrenamiento para operar el equipo. La resonancia magnética funcional mide el cambio en el flujo de la sangre asociado a la actividad neuronal, ya que la sangre oxigenada, en comparación al resto, causa distorsiones magnéticas generadas por los protones presentes en la misma; por tanto, la resonancia magnética funcional tiene una excelente resolución espacial.

Debido a que la actividad neuronal del ser humano posee un alto grado de complejidad en su naturaleza, las oscilaciones neuronales pueden medirse como una mezcla de varias frecuencias base subyacentes, lo que refleja ciertos estados cognitivos, de atención y afectivos. Estas oscilaciones se han definido en rangos de frecuencia específicos: delta, teta, alfa, beta y gama:

- Delta (0.5-4 Hz): Este tipo de onda ha sido examinada durante periodos de sueño, localizando su punto de mayor potencia en el hemisferio derecho del cerebro. Debido a que el sueño está asociado a la consolidación de la memoria, este juega un papel central en las funciones del aprendizaje. La amplitud de esta onda varía de 20 a 200 μV .
- Teta (4-8 Hz): Algunos estudios han reportado que la actividad de esta onda está relacionada a las actividades cognitivas como atención selectiva, asimilación de información, procesamiento, aprendizaje y memoria. Se puede tener un mejor registro de esta onda desde las zonas prefrontal, central, parietal y temporal. La amplitud de esta onda varía de 20 a 100 μV .
- Alfa (8-12 Hz): Esta onda está asociada a la actividad rítmica oscilatoria, como respuesta a estímulos sensoriales, memoria y funciones motoras. Altos niveles de alfa pueden notarse cuando hay una relajación con los ojos cerrados; la supresión de alfa implica una característica particular de los estados mentales de interés, por ejemplo, a través de la cual la atención se mantiene ante cualquier tipo de estímulo en cierto instante de tiempo. La amplitud de esta onda varía de 20 a 60 μV .

- Beta (12-25 Hz): Esta frecuencia es generada por las regiones occipital y frontal, y está asociada a los estados del pensamiento activo, funciones motoras, coordinación espacial y visual, ansiedad y concentración. La amplitud de esta onda varía de 2 a 20 μV .
- Gamma (más de 25 Hz): Esta banda tiende a tener la mayor frecuencia y la más baja amplitud. Hasta el momento no hay una fuerte asociación de qué tipo de ondas se reflejan en el cerebro, por lo que algunos investigadores han sugerido que esta onda se asocia a la interconexión de varias respuestas sensoriales a un objeto de manera coherente; por ende, esta onda puede asociarse a un proceso de atención generado por intensas actividades cerebrales. Por otra parte, otros investigadores creen que esta onda es el producto de procesos neuronales para controlar la visión y, por consiguiente, gama no representaría aun proceso cognitivo después de todo.

Existe una discusión hasta la fecha sobre un ritmo cerebral llamado miu (μ), cuya banda de frecuencia cubre prácticamente el mismo que alfa; sin embargo, esto sólo se ha observado en la corteza motora sensorial.

3.2. Sensor de electroencefalografía: TGAM1

La diadema de un solo electrodo MindWave Mobile (Figura 2 (b)), de NeuroSky, es una interfaz cerebro-computadora (ICC) que capta las señales de un electroencefalograma (EEG) (Figura 2 (a)) y el parpadeo de los ojos de un usuario [8].

Como su nombre lo indica, está diseñado para usarse con dispositivos móviles como IOS y Android, pero puede usarse en sistemas operativos de computadoras de escritorio como Windows o Linux. Tiene varias aplicaciones compatibles en las diferentes tiendas móviles (AppStore y PlaySotre). De esta manera, podemos probar sus capacidades en un corto plazo de desarrollo. Estas aplicaciones también se incluyen en el CD que acompaña al producto.

Este dispositivo es interesante para los desarrolladores porque pueden programar algoritmos

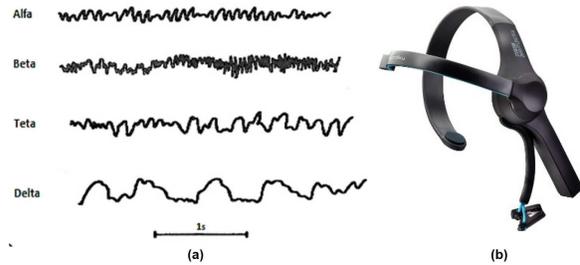


Fig. 2. (a) Tipos de ondas EEG y (b) la Diadema NeuroSky Mindwave Mobile

potentes con un costo reducido (\$59.99 USD), un sensor EEG con una interfaz para conectarse fácilmente a dispositivos móviles y poder usarlo en juegos y aplicaciones.

Este dispositivo es de interés para los desarrolladores porque permite programar algoritmos potentes con una interfaz para conectar fácilmente dispositivos móviles y es útil para emplearse en aplicaciones de investigación [4].

En el sitio de la compañía se pueden encontrar muchos manuales, tutoriales y aplicaciones de prueba para diferentes plataformas como Android, iOS, Unity 3S, Arduino, Raspberry Pi, .Net, entre muchas otras.

De acuerdo a la Figura 3, el NeuroSky Mindwave móvil puede dividirse en cuatro partes:

1. Electrodo seco (Figura 5(b)),
2. Electroodos de referencia y de tierra (Figura 5(a)),
3. Biosensor TGAM1 EEG (Figura 3(c)), y
4. Módulo de comunicación (Figura 3(c)).

El Biosensor NeuroSky EEG digitaliza y amplifica las señales cerebrales análogas en crudo para entregar entradas concisas. Las características más importantes de este biosensor son las siguientes:

- Conexión directa al electrodo seco, ya que este no necesita de una solución o gel especial.
- Un canal EEG, referencia y tierra.



Fig. 3. Partes principales del sistema móvil NeuroSky Mindwave

- Detección de señales de nivel extremadamente bajo.
- Filtro avanzado con alta inmunidad al ruido.
- EEG en crudo de 512 Hz.

En términos de especificaciones técnicas, TGAM1 se puede definir como:

- Familia de productos: ThinkGear-AM A = ASIC, M = Módulo,
- Número de modelo del artículo: TGAM1,
- Número de revisión del artículo: 2.3,

- Dimensiones del módulo (máx.): 27,9 mm x 15,2 mm x 2,5 mm o 1,10 pulg.x 0,60 pulg.x 0,10 pulg. (L x W x H),
- Peso del módulo (máx.): 130 mg 0.0045 onzas,
- Voltaje de funcionamiento: 2.97V - 3.63V, para el SP6200 3.0 6.0V y MAX1595 1.8 5.5V,
- Ruido máximo de voltaje de entrada: 10mV pico a pico,
- Consumo máximo de energía: 15mA a 3.3V,
- Protección ESD: descarga de contacto de 4kV y descarga de aire de 8kV probadas en EEG, REF, GND,
- Estándar de interfaz de salida: UART (serie) con los terminales TX, RX, VCC (+) y GND (-),
- Tasa de baudios de salida: 1200, 9600, 57600 Conjunto predeterminado con opción de relleno, y
- Número de canales de EEG: 1 con 3 contactos (EEG, REF y GND).

El código que puede aparecer en los paquetes ThinkGear se listan en la Tabla 1.

EL TGAM1 incluye almohadillas o pads en su configuración que pueden usarse para cambiar dos configuraciones de fábrica que se aplican al encender el chip. La configuración de los pads se ubica en la parte trasera del TGAM1, como se indica en el cuadrado rojo de la Figura 4(a). De la Tabla 2, se aprecia que los pads BR0 y BR1 configuran la tasa de velocidad de transmisión de salida y el contenido de los datos, después de que la TGAM1 se enciende. El pad M configura la muesca de la frecuencia del filtro. El modo de Salida Normal incluye las siguientes salidas: valor de pobre calidad, valor del EEG, valor de la Atención y valor de la Meditación.

Una ampliación de los pads B1 y B0 se muestran en la Figura 4(b). La primera fila es para los pads GND y la tercera fila es para los pads VCC. El comportamiento de la salida de la velocidad de transmisión y del contenido de los

Table 1. Código ThinkGear

Código	Longitud	Valor	Configuración de fábrica
0x02	N/A	Calidad pobre (0-200)	On
0x04	N/A	Atención eSense (0-100)	On
0x05	N/A	Meditación eSense (0-100)	On
0x80	2	EEG en crudo 10-bit	Off
0x83	24	Potencias EEG (entero)	On

Table 2. Configuración de los pads

BR1	BR0	Función
GND	GND	9600 Velocidad de transmisión en Modo de Salida Normal
GND	VCC	1200 Velocidad de transmisión en Modo de Salida Normal
VCC	GND	57.6k Velocidad de transmisión en Modo de Salida Normal + en crudo
VCC	VCC	N/A

Table 3. Configuración de la tasa de la velocidad de transmisión

Comando	Función
0x00	9600 Velocidad de transmisión en Modo de Salida Normal
0x01	1200 Velocidad de transmisión en Modo de Salida Normal
0x02	57.6k Velocidad de transmisión en Modo de Salida Normal + en crudo

datos, después de encender el TGAM1, depende de la configuración del pad, como se describe en la tabla anterior. Por ejemplo, la opción de relleno en el modulo, en la Figura 3(a), tiene a los pads BR1 y BR0 ligados a los pads GND para una velocidad de transmisión de 9600 con el Modo de Salida Normal.

La tasa de velocidad de transmisión puede configurarse después de que el modulo se enciende al enviar comandos a través de la interfaz UART.

Los comandos se listan en la Tabla 3. Cuando se reinicia el modulo, la tasa de velocidad de transmisión regresa a su configuración base por BR0 y BR1.

Table 4. Resumen de los resultados experimentales

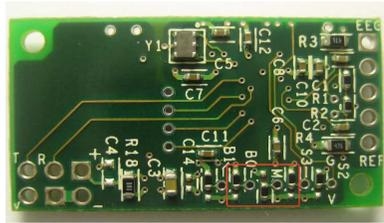
	Densidad del Espectro de Potencia		
	ANTES	TAD	DESPUÉS
Paciente de control	15345000	73158000	23470000
Paciente de intervención	17433000	82959000	14088000

La muesca de la frecuencia del filtro del TGAM1 puede configurarse con la configuración de los pads M. Con ello se pueden seleccionar la frecuencias de 50 o 60 Hz para reducir el ruido específico de corriente alterna para un mercado objetivo. Como se indica en la Figura 4(c), el pad superior es el GND y el inferior el VCC. Se liga al pad M con el pad VCC para seleccionar la muesca de la frecuencia del filtro a 60 Hz, y al pad M con el pad GND para seleccionar la muesca a 50 Hz.

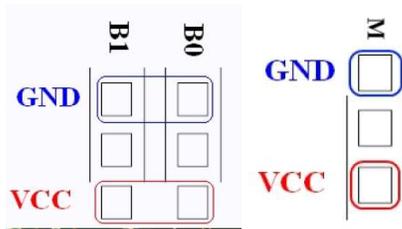
A pesar de la configuración BR0 y BR1, no existe una configuración de software equivalente para la configuración M. La opción de relleno es la más común para estas configuraciones de pads, como se ilustra en la Figura 4(a), configurando el TGAM1 para una velocidad de transmisión de 9600, Salida Normal y una muesca de de la frecuencia del filtro de 60 Hz.

3.3. Filtrado de señales biológicas usando la Transformada Rápida de Fourier

El algoritmo para obtener la Transformada Rápida de Fourier (FFT, por sus siglas en inglés)



(a) Pads principales



(b) B0 y B1.

(c) M.

Fig. 4. Configuración de los pads en el chip TGAM1

se basa en el método de descomposición sucesiva de la señal, definido por la ecuación 1 como sigue:

$$F_u = \frac{1}{2 \cdot M} \left[\sum_{x=0}^{N-1} (a_x \cdot w(u, x)) \right], \quad (1)$$

donde $w(u, x)$ puede definirse por la ecuación 2 como sigue:

$$w(u, x) = e^{(-j \cdot 2 \cdot \frac{u \cdot \pi \cdot x}{2 \cdot M})}. \quad (2)$$

El resultado de la transformación se representa en un vector llamado F de subíndice u . El valor N es la cantidad de elementos de la muestra y M es la mitad de N . Los valores de la muestra se incorporan en el vector llamado a_x y x representa el subíndice. Las ecuaciones 3 y 4 se obtienen a partir de la ecuación 1:

$$F_{par_u} = \frac{1}{M} \cdot \left[\sum_{x=0}^{M-1} (a_{2 \cdot x} \cdot w_1(u, x)) \right], \quad (3)$$

$$F_{impar_u} = \frac{1}{M} \cdot \left[\sum_{x=0}^{M-1} (a_{2 \cdot (x+1)} \cdot w_1(u, x)) \right]. \quad (4)$$

Todos los subíndices pares de x pertenecientes a a_x están agrupados en el vector F_{par} y los

subíndices impares en el vector F_{impar} . En este caso, $w_1(u, x)$ se define por la ecuación 5 como:

$$w_1(u, x) = e^{(-j \cdot 2 \cdot \frac{u \cdot \pi \cdot x}{2})}. \quad (5)$$

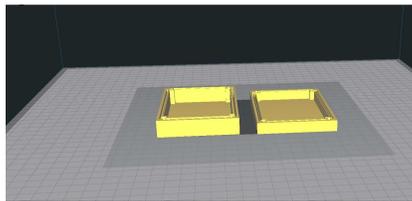
Frecuentemente, la información relevante de una señal tiene una onda característica que se conoce de manera general, por lo que es posible generar series de tiempo que contengan dicha información para, posteriormente, medir las relaciones entre las señales en los dominios del tiempo y de la frecuencia (correlación o espectro cruzado), así como transformaciones más complejas para la extracción de las características. En el caso de análisis de señales EEG, considerando al tiempo en el eje de las abscisas y al voltaje en el eje de las ordenadas. La FFT transforma la señal desde el dominio del tiempo al dominio de la frecuencia. Básicamente lo que se hace durante esta transformación es examinar cuánto se pueden aproximar a ondas senoidales (frecuencias puras) los datos en crudo de la señal, esto es, sin redundancia; entre mejor estén ajustados los datos en crudo, mayor será su correlación.

Debido a que las frecuencias del cerebro humano asociadas con actividades afectivas y cognitivas están en el rango de 0.5 a 60 Hz, un análisis FFT ofrece mayor información relevante; por ejemplo, si una persona se encuentra en un estado general de concentración (banda teta) o la respuesta de su actividad neuronal describe un estado de sueño (banda delta). Para implementar la FFT en un microcontrolador, nosotros empleamos el software MatLab R2018b, tanto para la programación de los dispositivos embebidos como para el análisis de estas señales.

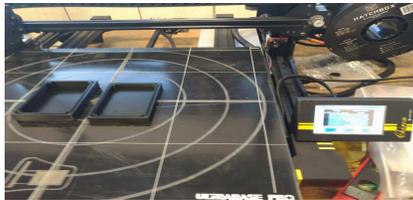
4. Medición de la actividad cerebral durante una terapia asistida por delfines: sistema TAD-TGAM1

4.1. Diseño de la protección impermeable

La adaptación de la ICC consiste en mantener la diadema, pero introduciendo el sensor TGAM1 dentro de una protección impermeable. La



(a) Diseño y modelado 3D



(b) Impresión 3D

Fig. 5. Diseño de la protección impermeable donde el microcontrolador TGAM1 se ubica

Figura 5 muestra el modelado e impresión para esta protección.

Una parte importante de la elección del material para impresora 3D son los parámetros de la calidad del agua de los confinamientos en instalaciones cerradas que deben estar apegadas a las siguientes características:

- Salinidad: de 18 a 36 partes por millar.
- Potencia de hidrógeno (pH): entre 6 y 8 unidades.
- Temperatura: de 5 a 27°C.
- Presión: 2 Atmosferas (ATM).

Es importante mencionar que, aún en el caso en que la protección soporte dos atmósferas de presión, o sea, que no haya fuga a 10 metros de profundidad, dicha protección fue diseñada para flotar.

4.2. Procesamiento de señales EEG

Para este trabajo, estudiamos el comportamiento de dos niños (pacientes de control y de intervención), empleando herramientas cuantitativas como la FFT, a partir de señales EEG [1]. Los datos en crudo de los EEG son series



(a) Antes de la TAD



(b) Durante la TAD



(c) Después de la TAD

Fig. 6. Método para obtener muestras de EEG en crudo

de tiempo que muestran la actividad cerebral, medida en voltaje contra tiempo, Antes de la terapia asistida por delfines (TAD) (Figura 6(a)), Durante la TAD (Figura 6(b)), y Después de la TAD (Figura 6(c) [10]). Los EEG se generaron a partir del electrodo frontopolar (F_{P1}) y a través de un biosensor EEG del Módulo TGAM1.

Para analizar los datos EEG, descompusimos cada señal en frecuencias de banda funcionalmente distintas: δ (0.5 - 4 Hz), θ (4 - 8 Hz), α (8 - 12 Hz), β (12 - 30 Hz), γ (30 - 60 Hz), y todas las bandas (0.5 - 60 Hz) a través de la FFT, a fin de estimar la Densidad del Espectro de Potencia, expresada en $\mu\text{Voltios}/\text{Hz}$ [6].

La Figura 7 muestra la interfaz diseñada para el análisis de los datos, donde se muestran la



Fig. 7. Interfaz del sistema propuesto

información general del paciente, la configuración del sistema, la cual puede crecer, y que tipo de análisis se desarrolla.

La Figura 8 muestra el resultado aplicado cualquier EEG, donde se muestra la señal en crudo (a), la densidad del espectro de potencia (b), el espectrograma de Welch (c) y la separación de las frecuencias en las bandas δ , θ , α , β , γ y todas.

5. Resultados experimentales

5.1. Condiciones iniciales

El objetivo principal fue probar nuestra ICC en pacientes con algún problema en su neurodesarrollo, por lo que elegimos un paciente con Trastorno Compulsivo Obsesivo (TOC) que estuviera sujeto a una TAD. El sistema global se subdivide en tres partes fundamentales:

1. Delfín hembra nariz de botella.
2. Paciente con TOC.
3. Sistema TGAM1-TAD.

Los tres subsistemas interactúan para determinar si la TAD es eficiente en pacientes con TOC.

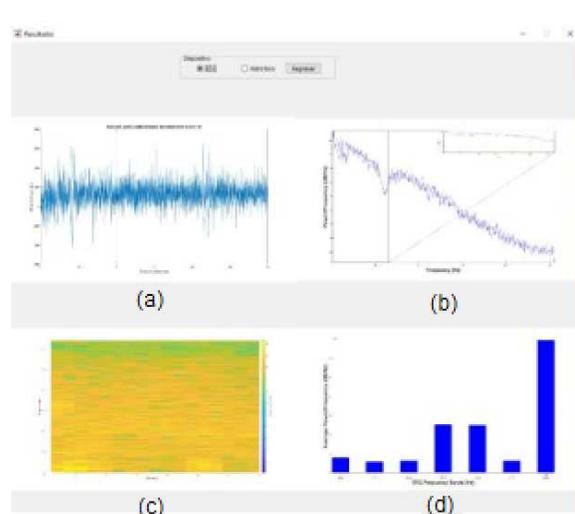


Fig. 8. Resultado del análisis del espectro de potencia

5.2. Resultados

La Figura 9 muestra los resultados de nuestros experimentos para medir la eficiencia de la TAD para los EEG en crudo de la actividad cerebral (Figuras 9(a) y 9(d)) de niños del grupo de control y niños del grupo de intervención, Figuras 9(a)-9(c) y Figuras 9(d)-9(f), respectivamente, usando la Densidad del Espectro de Potencia (DEP) **Antes de la TAD**, **Durante la TAD** y **Después de la TAD**.

En estas figuras se aprecian cambios significativos en el comportamiento de los niños de ambos grupos.

Las figuras 9(a) y 9(d) muestran que existe una mayor actividad cerebral durante la TAD, respecto a las regiones de Antes y Después de la misma. Específicamente, el análisis FFT revela un incremento promedio de 376% en los datos de DEP en los niños de ambos grupos, con respecto a la región del Antes; esto indica que un incremento en cada banda espectral, ver Figuras 9(b) y 9(e).

En tanto que las figuras 9(c) y 9(f) señalan que una DEP entre 0 y 256 Hz (la mitad de δ_t); asimismo, puede observarse que la potencia total es mayor en todos los casos en los que se aplica la TAD.

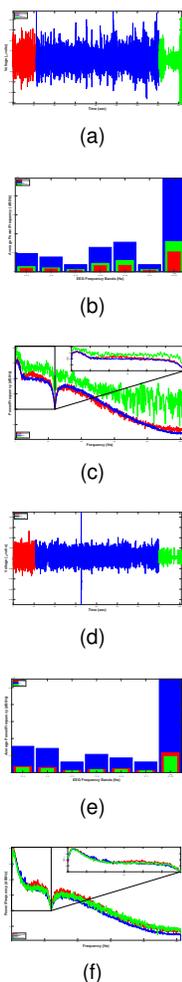


Fig. 9. Resultados de la eficiencia de una TAD para los EEG en crudo de la actividad cerebral (a-c) de niños del grupo de control y del grupo de intervención (d-f), usando la Densidad del Espectro de Potencia-FFT (b-c, e-f) **Antes de la TAD**, **Durante la TAD** y **Después de la TAD**

5.3. Discusión

La Tabla 4 resume los resultados experimentales. Cuando comparamos la DEP promedio Durante la TAD, con respecto a Antes de la TAD, consideramos que la actividad cerebral en los pacientes se incrementa aproximadamente 376 % para los niños de ambos grupos. Después de la TAD, la actividad cerebral del paciente de

control se redujo en 67.92 %, mientras que en el paciente de intervención esta actividad se redujo 83.02 %, es decir, el paciente con TOC alcanza una aparente relajación ya que su DEP decrece 20 %, con respecto a su estado de reposo inicial (Antes de la TAD); mientras que el paciente de control aumenta su DEP 53 %, con respecto a su estado de reposo inicial.

6. Conclusiones

La Interfaz Cerebro-Computadora (ICC) puede variar sus áreas de aplicación, como es el caso de la investigación en Neurociencias, pudiendo ser de ayuda para tratar a niños con trastorno obsesivo compulsivo (TOC), cuya fuente de estudio pueden ser principalmente señales EEG, obtenidas a partir de cerebro a través del uso de sensores colocados en la cabeza (como el TGAM1) para desarrollar el sistema propuesto en este trabajo. Con base en los resultados obtenidos en el análisis de la Densidad del Espectro de Potencia (DEP), presentados en la Tabla 4, se halló que existe un amplio incremento de la actividad cerebral Durante la Terapia Asistida por Delfines (TAD), con respecto a los otros dos estados (Antes y Después de la TAD).

Nuestros resultados demuestran la eficiencia de la TAD, ya que se tiene un aumento de la DEP neuronal de aproximadamente 376 %. La novedad del análisis DEP con un sensor EEG TGAM1 es la capacidad de identificar y ofrecer una interpretación matemática de los cambios benéficos en el comportamiento del sistema neuronal de los niños con y sin TOC cuando su terapia es asistida por un delfín hembra nariz de botella.

Finalmente, nuestros hallazgos indican un incremento de la actividad neuronal (mayor DEP) Durante la TAD, desplegando comportamientos colectivos emergentes, es decir, incrementos positivos en la actividad cerebral que podrían ser seguidos por una ascendente actividad cerebral. Por ende, el cerebro podría reaccionar gradualmente a la TAD en el tiempo, señalando la existencia de características externas que modifiquen el comportamiento del cerebro de niños con diversos desordenes y/o discapacidades físicas y psicológicas.

Agradecimientos

El presente artículo ha sido apoyado por el Instituto Politécnico Nacional, a través de los proyectos de investigación SIP-20190046 y SIP-20195208, y por el Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología de México. Asimismo, los autores agradecen a Juan Alfredo Durand Rivera y a Pedro Arrechea Alfaro por su apoyo técnico y administrativo, respectivamente, para la realización del presente trabajo.

Referencias

1. **Abtahi, F., Ro, T., Li, W., & Zhu, Z. (2018).** Emotion analysis using audio/video, EMG and EEG: A dataset and comparison study. *2018 IEEE Winter Conference on Applications of Computer Vision (WACV)*, pp. 10–19.
2. **Birch, S. (1998).** Dolphin sonar pulse intervals and human resonance characteristics. *Proceedings of the 2nd International Conference on Bioelectromagnetism (Cat. No.98TH8269)*, pp. 141–142.
3. **Chengwei, L., Xiaoming, H., & Limei, Z. (2005).** The study on brain paralysis ultrasonic therapy instrument simulating dolphin. *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, pp. 6056–6059.
4. **Jimenez, C. O. S., Mesa, H. G. A., Rebolledo-Mendez, G., & de Freitas, S. (2011).** Classification of cognitive states of attention and relaxation using supervised learning algorithms. *2011 IEEE International Games Innovation Conference (IGIC)*, pp. 31–34.
5. **Joshi, D. H., Jaliya, U. K., & Thakore, D. G. (2016).** A.r.g.o.s: Alertness rating gamma brainwave observation system. *2016 International Conference on Data Mining and Advanced Computing (SAPIENCE)*, pp. 374–377.
6. **Kantelhardt, J. W., Tismer, S., Gans, F., Schumann, A. Y., & Penzel, T. (2015).** Scaling behavior of EEG amplitude and frequency time series across sleep stages. *EPL (Europhysics Letters)*, Vol. 112, No. 1, pp. 18001.
7. **Lack, C. (2012).** Obsessive-compulsive disorder: Evidence-based treatments and future directions for research. *World journal of psychiatry*, Vol. 2, pp. 86–90.
8. **Li, K. G., Shapiyai, M. I., Adam, A., & Ibrahim, Z. (2016).** Feature scaling for eeg human concentration using particle swarm optimization. *2016 8th International Conference on Information Technology and Electrical Engineering (ICITEE)*, pp. 1–6.
9. **Lim, C. K. A., Chia, W. C., & Chin, S. W. (2014).** A mobile driver safety system: Analysis of single-channel eeg on drowsiness detection. *2014 International Conference on Computational Science and Technology (ICCST)*, pp. 1–5.
10. **Senevirathna, B. & Abshire, P. (2018).** Spatio-temporal compressed sensing for real-time wireless EEG monitoring. *IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, pp. 1–5.
11. **Singh, A. K., Wang, Y. K., King, J. T., Lin, C. T., & Ko, L. W. (2015).** A simple communication system based on brain computer interface. *2015 Conference on Technologies and Applications of Artificial Intelligence (TAAI)*, pp. 363–366.
12. **Wichmann, T. (2015).** Detail zooming in artificial intelligence world modeling. *SoutheastCon 2015*.

Article received on 11/12/2019; accepted on 16/01/2020.
Corresponding author is Jesús Jaime Moreno Escobar.