

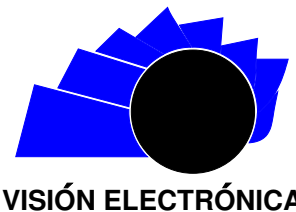


Visión Electrónica

Más que un estado sólido

<http://revistas.udistrital.edu.co/ojs/index.php/visele/index>

<https://doi.org/10.14483/22484728.12346>



VISIÓN INVESTIGADORA

Prototipo utilizando neurofeedback como apoyo al déficit de atención

Prototype employing neurofeedback support therapy as attention deficit

Gineth P. Bautista¹, Joel Vargas², Luz H. Camargo³

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Historia del artículo:

Enviado: 26/11/2016

Recibido: 28/11/2016

Aceptado: 05/05/2017

Palabras clave:

Electroencefalograma

Neurofeedback

Señales eléctricas cerebrales

Trastorno de déficit de atención (TDA).

RESUMEN

Son varios los estudios que de acuerdo con el avance tecnológico se han venido desarrollando en apoyo al diagnóstico y tratamiento de los trastornos de la atención. En los estudios comúnmente realizados se emplea el electroencefalograma (EEG), cuya contribución al estudio del Trastorno de Déficit de Atención (TDA) ha sido de gran importancia, por los resultados recolectados por muchos investigadores. Además de la contribución que ha tenido el EEG en el diagnóstico del TDA, ha sido una herramienta muy útil para su tratamiento. Este documento presenta el diseño y resultados de un dispositivo electrónico que registra y analiza continuamente la actividad eléctrica cerebral para aplicar un proceso de condicionamiento operante llamado Neurofeedback, el cual brindará apoyo al tratamiento del trastorno por déficit de atención.



Keywords:

EEG

Neurofeedback

Brain electrical signals

Attention Deficit Disorder.

ABSTRACT

Several studies according to the technological advancement, have been developed to support the diagnosis and treatment of attention disorders. In the most commonly performed studies used the electroencephalogram (EEG), whose contribution to the study of attention deficit disorder (ADD) has been of great importance for the results collected by many researchers. In addition to the contribution that has had the EEG in the diagnosis of ADD, has been a very useful tool for the treatment of the same. This paper presents the design and performance of an electronic device continuously records and analyzes of brain electrical activity to implement a process called EEG biofeedback operant conditioning, which will provide support for the treatment of attention deficit disorder.

¹Ingeniera Electrónica, Universidad Distrital Francisco José de Caldas; grupo de investigación, Ingeniería y Nanotecnología para la Vida (INVID), Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Correo electrónico: gpbautista@correo.udistrital.edu.co

²Ingeniero Electrónico, Universidad Distrital Francisco José de Caldas; grupo de investigación Ingeniería y Nanotecnología para la Vida (INVID), Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Correo electrónico: jvargasm@correo.udistrital.edu.co

³Licenciada en Biología, Universidad Distrital Francisco José de Caldas; especialista en Bioingeniería, Universidad Distrital Francisco José de Caldas; magister en Ingeniería Biomédica, Universidad Nacional de Colombia. Docente, Facultad de Ingeniería, Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Grupo de Investigación Ingeniería y Nanotecnología para la Vida (INVID). Correo electrónico: lhcamargoc@udistrital.edu.co

1. Introduction

En la actualidad el Trastorno de Déficit de Atención (TDA) constituye una de las alteraciones más frecuentes entre las enfermedades neuropsiquiátricas infantiles, cuya prevalencia varía alrededor de un 5% de la población infantil [1]. La incidencia se encuentra entre un 3% y 7% de la población escolar activa, y afecta más a niños que a niñas, en una proporción de 3 a 1 [2-4]. En Estados Unidos, en niños de escolaridad primaria, se presenta entre el 5% y 10% [5, 6]; en adolescentes el trastorno persiste hasta en un 80% de los casos [7, 8]; y en el adulto, donde continua entre 33% y 66% [9-11]. Estas cifras convierten al TDA en un problema de salud pública [7-13], reportando un incremento del 2.82% en la última década [14].

Actualmente existen pocos procedimientos para el tratamiento del TDA. Los tratamientos comúnmente utilizados son farmacológicos y conductuales [15], y no son métodos totalmente eficaces. Los tratamientos farmacológicos en ocasiones pueden presentar efectos secundarios, que son perjudiciales para la salud de los pacientes; además los tratamientos conductuales en muchos casos dependen de factores externos, como la relación social, escolar y familiar, para que muestren resultados favorables [16, 17].

Otro procedimiento utilizado en el tratamiento del TDA, es la terapia con Neurofeedback, la cual consiste en proporcionar retroalimentación a los procesos internos del cerebro a través de la estimulación con señales visuales y auditivas, dicho tratamiento permite entrenar al cerebro a autorregular de manera voluntaria la actividad eléctrica del mismo [18, 19].

El propósito de este trabajo es diseñar un dispositivo que utilice Neurofeedback como apoyo al tratamiento del TDA, esto se logrará analizando la actividad eléctrica del cerebro e induciendo un cambio en sus procesos internos, a través de estimulaciones visuales que permitirán que se autorregule de manera voluntaria, modificando de este modo la actividad involuntaria del mismo.

2. Metodología

En el diseño del prototipo electrónico se emplearon cuatro etapas fundamentales: la primera es la adquisición de la señal; seguida de la amplificación; filtrado de esta misma; luego se realizó el acondicionamiento y digitalización; y finalmente la etapa de visualización de la señal y visualización didáctica (juego).

2.1. Adquisición de la señal

Esta etapa contiene varias sub-etapas, entre ellas la adaptación de los electrodos, la protección al paciente y el acople de impedancias. Los electrodos utilizados para adquirir las señales electroencefalográficas son electrodos superficiales de copa de oro, los cuales poseen un diámetro de 10 mm, con un agujero en la parte central de 2 mm para la colocación de la pasta conductora, la longitud del cable es de 120 cm con terminales DIN de 2 mm. Estos electrodos fueron escogidos por su alto potencial, su buena conductividad eléctrica y su baja impedancia de polarización en comparación con otros electrodos.

Otro aspecto fundamental a la hora de diseñar un dispositivo es la implementación de una etapa de protección al paciente, dado que es primordial en todo momento proteger la integridad física del sujeto a tratar; por este motivo se le da relevancia a esta etapa y se toman medidas pertinentes para garantizar el bienestar del usuario final.

A continuación se realizó el acople de impedancias que garantiza la transferencia de la señal de una etapa a la otra, en este caso en particular se debe garantizar que la señal obtenida por los electrodos sea recibida sin mayores pérdidas por la etapa de amplificación del circuito. Para el diseño de esta etapa se empleó un amplificador operacional configurado en modo seguidor, configuración que genera características favorables, dado que posee una ganancia unitaria sin inversión de fase, una impedancia de entrada muy alta y una impedancia de salida casi nula, lo que permite transferir de manera más eficiente la señal obtenida en los electrodos a la etapa de amplificación del circuito eléctrico.

2.2. Amplificación

El diseño de la etapa de amplificación se desarrolló fundamentalmente en dos fases, la primera es una fase de amplificación principal, que consta primordialmente de un amplificador de instrumentación, el cual recibe dos señales independientes que se aplican, cada una, a una terminal de entrada del amplificador de instrumentación, una señal va dirigida a la terminal inversora y la otra a la terminal no inversora, logrando de este modo la obtención de ganancias diferenciales entre las señales electroencefalográficas tomadas en un único canal. Este tipo de configuración es de suma relevancia porque permite eliminar componentes comunes de ruido en ambas señales. El amplificador de instrumentación que se utiliza en esta fase es el INA 128, con el cual se obtiene una ganancia de 90, con respecto a la señal de

entrada.

La segunda fase de la etapa de amplificación consta de un amplificador operacional en configuración no inversor, el cual amplifica la señal por segunda vez a la salida del amplificador de instrumentación, la configuración de este amplificador operacional tiene la particularidad de tener una ganancia variable, permitiendo de este modo establecer una magnitud de ganancia apropiada para cada tipo de onda electroencefalográfica, en esta fase la ganancia máxima será de 100 veces, para obtener una amplificación total en la salida de la etapa de amplificación de 9000 veces aproximadamente.

2.3. Filtrado

Los filtros permiten el paso exclusivo de las frecuencias específicas a analizar, esto es, una característica importante dado que solo se trabajará con dos bandas de frecuencias específicas, es por esta razón que se diseñó un filtro para cada banda de frecuencias, ya que la totalidad de las ondas cerebrales se encuentran en el espectro de 0.5 (Hz) a 30 (Hz), y el interés se concentra en solo una parte de esta banda de frecuencias, por esta razón es necesario acondicionar cada canal con su respectivo filtro para poder obtener la onda cerebral específica a trabajar. Se trabajó con dos bandas de frecuencias, dichas bandas de frecuencias pertenecen a las señales Theta y Beta, por ende, para el primer canal (Theta) se diseñó un filtro pasa banda que se encuentra entre (4-8) Hz, y para el segundo canal (Beta) se diseñó otro filtro pasa banda que se encuentra entre (13-30) Hz.

En la implementación de la etapa de filtrado se utilizó un arreglo con amplificadores operacionales en configuración Butterworth de tercer orden; este tipo de configuración forma un filtro con características significativas como una banda de paso suave y un corte agudo con una caída de 60 dB/década, además este filtro en específico posee otra característica favorable para este caso en particular, debido a que presenta una respuesta plana mientras se acerca a la frecuencia de corte, lo cual permite que en el rango de frecuencia establecido la señal mantenga una ganancia unitaria, obteniendo a la salida del filtro; la señal original de su entrada pero ahora restringida al rango de frecuencia específico preestablecido. Fuera de este rango el comportamiento de la señal empezará a cambiar, dado que la ganancia de ésta disminuirá rápidamente a una proporción de 60 dB por cada década que aumente su frecuencia, permitiendo de esta forma trabajar con las señales de interés específicas.

2.4. Acondicionamiento y digitalización

Después de la etapa de filtrado, es necesario acondicionar la señal obtenida, para que el ADC pueda realizar la conversión de los datos de origen análogo a un sistema digital. La señal filtrada entra a dos amplificadores a la vez, uno de ellos se halla configurado para rectificar completamente la señal y el segundo es un comparador que sirve como control de un transistor que trabaja en modo de corte y saturación; estas señales entran al microcontrolador, donde se detecta la variación de picos de voltaje de la señal, permitiendo que el microcontrolador identifique los ciclos positivos y negativos de la esta.

Las señales analógicas obtenidas por la etapa de adquisición deben ser digitalizadas para que puedan ser transferidas a una computadora, para ello se utilizó el microcontrolador MC68HC908AAP16 de la familia Freescale, dadas sus características favorables frente a otros dispositivos similares comúnmente utilizados. Las especificaciones del proceso de conversión análogo-digital se muestran en la tabla 1.

Tabla 1: Especificaciones del ADC. elaboración propia con base en [20].

Resolución	19,6 mV
Ancho de Banda	100 Hz
Frecuencia de Muestreo	1000 Hz
Tiempo de Muestreo	1 ms
Número de Bits	8
Número de Bytes	1
Velocidad de transmisión en Baudios	115200

2.5. Visualización

El sistema de visualización que se implementó se desarrolla principalmente por medio de los programas LabView y Visual Basic, estas plataformas han sido seleccionadas gracias a los múltiples beneficios que ofrecen, porque presentan características favorables en el manejo de herramientas gráficas y textuales para el procesamiento digital de señales; además, dichas plataformas presentan facilidades en el manejo de gráficos con datos dinámicos, en el tratamiento de imágenes, en la sincronización de dispositivos y en el desarrollo de trabajos en tiempo real, características fundamentales que permitirán la implementación del

prototipo y admitirán que sus objetivos de visualización se lleven a cabo para poder generar la retroalimentación deseada.

Se ha implementado una interfaz HMI realizada en la plataforma Visual Basic, en la cual el usuario tendrá la posibilidad de seleccionar la opción de visualización deseada e ingresar una serie de datos personales, los cuales se asociarán de forma automática a la información obtenida en el transcurso de la prueba, la cual será guardada de forma voluntaria en un archivo al finalizar. Además, el usuario tendrá la posibilidad de ingresar a la opción Juego, donde se encuentra la ventana de dato personal y la una interfaz didáctica interactiva, desarrollada dentro del proyecto que cuenta con las características apropiadas para suscitar cambios importantes en el EEG cuando se presenta atención a inatención.

3. Resultados y discusión

En la figura 1 se observa el prototipo final que permite captar las señales eléctricas cerebrales Theta y Beta, las cuales son acondicionadas y analizadas para posteriormente brindar una retroalimentación a periodos de inatención por medio del método de visualización didáctico que se implementó.

Figura 1: Prototipo final



Fuente: elaboración propia.

Este proyecto cuenta con dos modos de visualización de las señales electroencefalográficas que permiten observar características particulares de las ondas a la hora de hacer un análisis. El primer modo de visualización está dado por medio de una interfaz de Visual Basic, la cual permite visualizar simultáneamente y en tiempo real la onda cerebral seleccionada y una serie

de características relevantes de esta misma como lo son: longitud de forma de onda, valor promedio absoluto, potencia y cruces por cero de la señal, en una forma gráfica y escalar (figura 2).

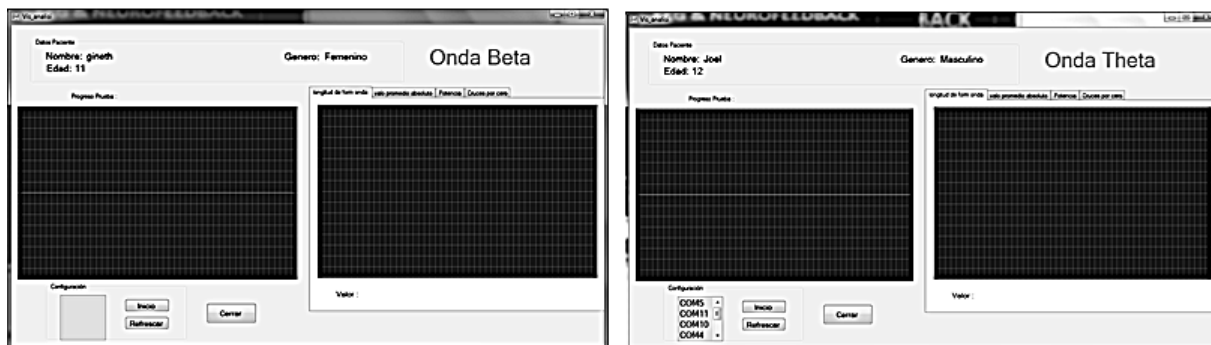
El segundo método de visualización está dado por una interfaz desarrollada en LabView, la cual permite visualizar la señal de EEG en un Scope donde se pueden modificar las propiedades de amplitud y frecuencia de la señal, permitiendo de este modo que la observación y el análisis de ésta sea más detallado.

Para la adquisición de las señales eléctricas cerebrales Theta y Beta se realizó una prueba, los resultados obtenidos se pueden observar en la figura 3 y figura 4, la figura 3 corresponde a la señal Theta y la figura 4 a la señal Beta.

Estos resultados sugieren que se presenta una actividad lenta (Theta) incrementada y una deficiencia en la actividad rápida (Beta) en episodios de inatención de un individuo. Estos mismos comportamientos se evidencian en las respuestas en potencia de las señales, para la señal Theta se presenta un aumento en la potencia y una disminución en la potencia de la señal Beta. Estos resultados coinciden con estudios realizados por Lubar, Serfontein Lazzaro, Monastera, Ricardo Garcell, entre otros, los cuales han encontrado entre las principales anomalías estudiadas en el EEG sobre las medidas de banda ancha de las señales, un aumento en la potencia de la señal Theta y una disminución en la potencia de la señal Beta [21,22].

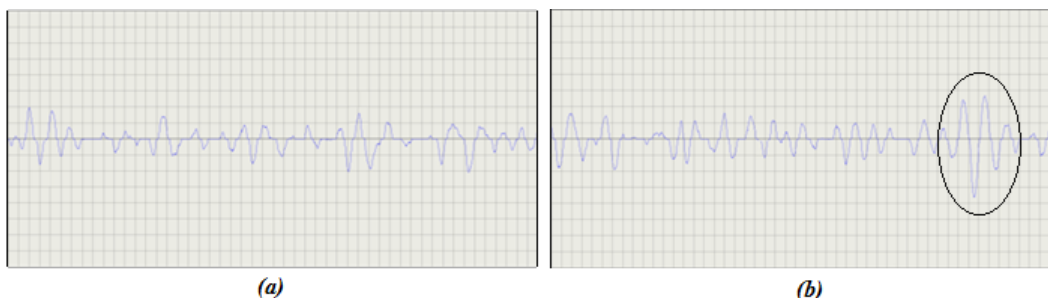
La respuesta en potencia que presenta el individuo durante la prueba se convierte en valores escalares definidos en el software, que permitirán brindar neuro retroalimentación a los episodios en los que se presente un déficit atencional. Para la señal Theta la potencia no supera la unidad de vatio durante el periodo en el que el individuo permanece atento y, cuando este pierde la atención, la potencia se eleva superando el vatio, por este motivo se estableció que las potencias superiores al vatio demarcan un episodio de inatención; y para la señal Beta el comportamiento de la potencia en periodos de atención la magnitud de la potencia supera comúnmente el Vatio; cuando el sujeto de la prueba pierde la atención esta magnitud disminuye por debajo de los 0.5 Vatios, es por esto que en esta prueba para determinar la inatención, se considere el valor de potencia de la onda Beta cuando se encuentre por debajo de los 0.5 Vatios. Los resultados de potencia que se tomaron durante la prueba tanto de la señal Theta como los de la señal Beta se muestran en la figura 5.

Figura 2: Ventana de visualización de Visual Basic



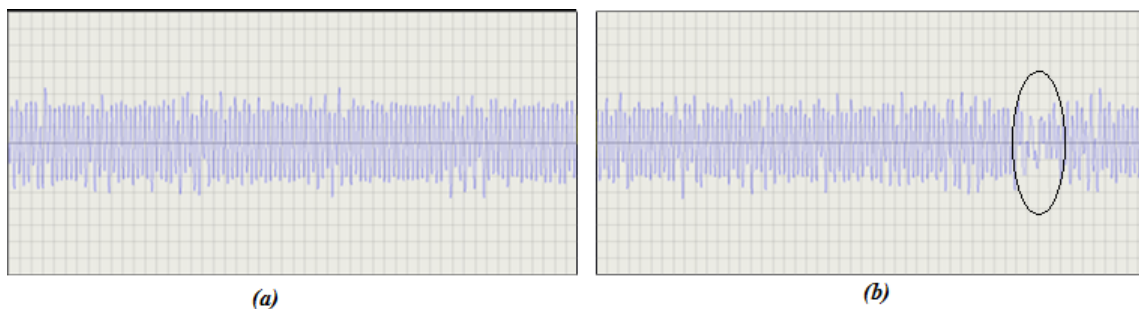
Fuente: elaboración propia.

Figura 3: Señal Theta. (a) individuo atento, (b) individuo inatento



Fuente: elaboración propia.

Figura 4: Señal Beta. (a) individuo atento, (b) individuo inatento



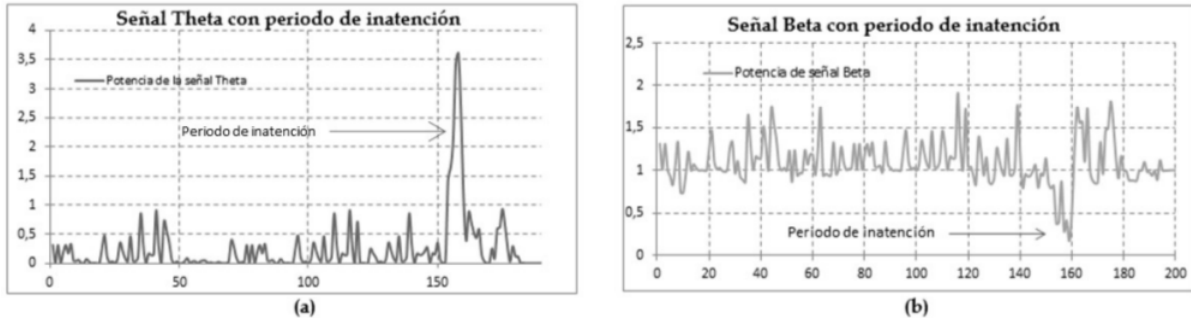
Fuente: elaboración propia.

Después de realizar la prueba y obtener las señales Beta y Theta y conocer sus valores de comportamiento en dos momentos evaluados, atentos e inatentos, se procedió a observar el desarrollo del juego que se implementó para ejecutarse dependiendo de los valores de potencia que se obtenían de las señales ya adquiridas.

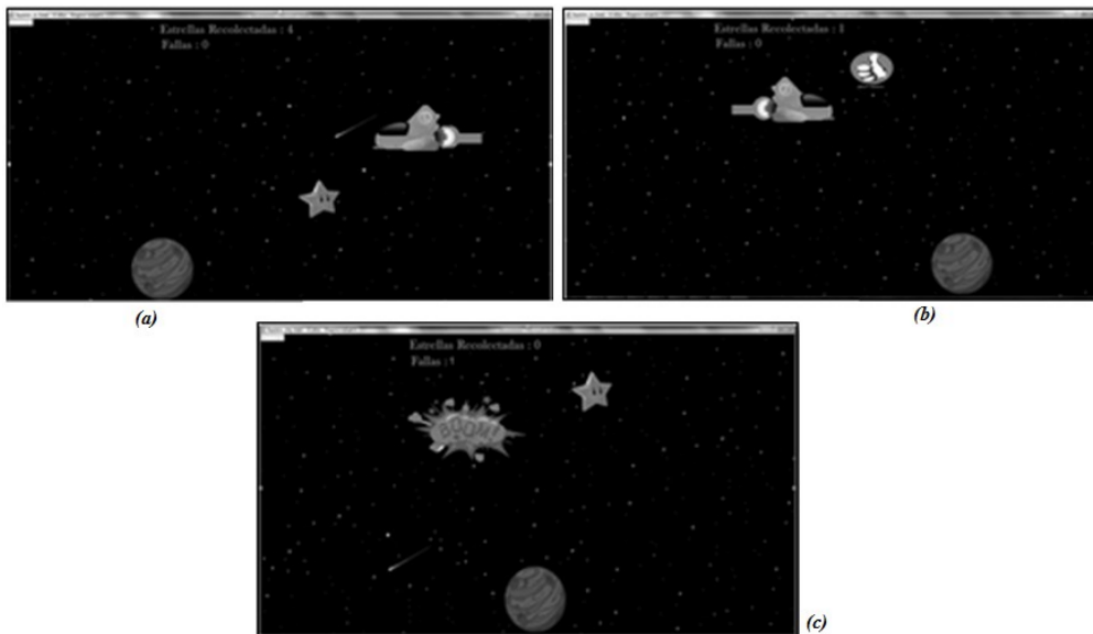
La interfaz didáctica (juego) desarrollada en Visual Basic se puede observar en la figura 6. Este juego

responde de manera satisfactoria con un estímulo positivo si la persona está atenta, y brinda un estímulo negativo si la persona está inatenta.

Mientras la magnitud de potencia no supere el vatio en la onda Theta y la magnitud de potencia de la onda Beta no disminuya por debajo de los 0.5 Vatios, el estímulo visual del juego será el positivo, indicándole al individuo que no ha perdido la atención.

Figura 5: Respuesta en potencia de las señales Theta y Beta con periodos de inatención

Fuente: elaboración propia.

Figura 6: Interfaz didáctica. (a) Visualización del juego, (b) estímulo positivo con individuo atento, (c) estímulo negativo con individuo inatento

Fuente: elaboración propia.

4. Conclusiones

Se adquirió las señales eléctricas cerebrales Theta y Beta de un individuo en periodos de atención e inatención, lo que permitió brindar una retroalimentación visual por medio del software desarrollado cuyo fin era entregar un estímulo visual positivo si el individuo estaba atento y un estímulo visual negativo si estaba inatento.

En la prueba realizada se evidenció que en períodos de inatención se presentaba un aumento en la magnitud

de la potencia de la señal Theta y una disminución en la magnitud de la potencia de la señal Beta, siendo el cambio en magnitud de esta última señal menos notable que el cambio que presentó la señal Theta. Estos resultados coinciden con estudios realizados por varios investigadores del área de la atención

5. Reconocimientos

Gracias al centro de investigaciones y desarrollo científico (CIDC) de la Universidad Distrital F.J.C. quien financió este proyecto .

Referencias

- [1] P. Barbero y L. Téllez de Meneses, “Formas clínicas inhabituales de presentación del trastorno por déficit de atención con hiperactividad”. *Revista de Neurología*, vol. 38, no.1, pp. 88-90, febrero, 2004.
- [2] American Psychiatric Association, *Manual diagnóstico y estadístico de los trastornos mentales*. DSM-IV-TR. Barcelona, 2002
- [3] D. J. Fox, D. F. Tharp y L. C. Fox, “Neurofeedback: An Alternative and Efficacious Treatment for Attention Deficit Hyperactivity Disorder”. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, vol. 30, no.4, pp. 365-373, diciembre, 2005
- [4] L.C. Bidwell, F.J. McClarnon y S. H. Kollins, “Cognitive enhancers for the treatment of ADHD”. *Pharmacology Biochemistry and Behavior*, vol. 99, no.2, pp. 262-274, agosto, 2011.
- [5] C. Téllez-Villagra, F. M. Valencia, H. R. Beauroyre, “Cronología conceptual del trastorno por déficit de atención e hiperactividad”. *Revista Especialidades Médico-Quirúrgicas*, vol.16, no.1, pp. 39-44 vol. 16, núm. 1, pp.39-44, enero-marzo, 2011.
- [6] S. Jarrín, *Ácidos grasos esenciales de cadena larga como alternativa al tratamiento del trastorno de déficit de atención e hiperactividad (TDAH)*. Tesis Máster en Estudios Biológico Naturistas, Universidad de León, León, España, 2010.
- [7] J. B. Pingault, R. E. Tremblay y F. Vitaro, “Trayectorias en la infancia de déficit de atención e hiperactividad y predicción del logro educativo en la edad adulta temprana: Un estudio longitudinal de 16 años de base poblacional”. *American J Psychiatry*, vol. 168, no. 11, pp. 64-1170, diciembre, 2011.
- [8] R. Siegenthaler Hierro, *Intervención multicontextual y multicomponente en niños con trastorno por déficit de atención con hiperactividad subtipo combinado*. Tesis doctoral departamento de Psicología Evolutiva, educativa, social y metodología, Universidad Jaume I, Castellón, España, 2009
- [9] F. De la Peña, J.D. Palacio y E. Barragán, “Declaración de Cartagena para el trastorno por déficit de atención con hiperactividad (TDAH): Rompiendo el estigma”. *Revista Ciencias Salud*, vol.8, no. 1, pp. 93-98, abril, 2010.
- [10] F. Amico, J. Stauber y N. Koutsouleris, “Anterior cingulate cortex gray matter abnormalities in adults with attention deficit hyperactivity disorder: A Voxel-Based Morphometry Study”. *Psychiatry Research*, vol. 191, no.1, pp. 31-35, enero, 2011.
- [11] E.M. Mahone, “Neuropsychiatric differences between boys and girls with ADHD”. *Psychiatric Times*, vol. 29, no.10, pp.1-7, octubre, 2012
- [12] P. Alcántara, A. García, J.T. Yáñez et al., “Funcionalidad de familias con niños que presentan déficit de atención e hiperactividad o sin él, en la Unidad de Medicina Familiar No. 21 del IMSS”. *Psiquis*, vol. 17, no. 4, pp.129-139, julio-agosto, 200
- [13] C.A. Boyle, S. Boulet, L.A. Schieve et al. “Trends in the prevalence of developmental disabilities in US children, 1997-2008”. *Pediatrics*, vol. 127, no.6, pp.1034-1042, junio, 2011.
- [14] T.R. Rossiter y T.J. La Vaque, “A comparison of EEG biofeedback and psychostimulants in treating attention deficit/hyperactivity disorders”. *Journal of Neurotherapy*, vol. 1, no. 1, pp. 48-59, 1995
- [15] G.F. Still, “The Goulstonian lectures on some abnormal physical conditions in children; Lecture II”. *Klassiekers van de Kinder-en jeugdpsychiatrie*. Assen: Ed. Koninklijke Van Gorcum BV, 2004, pp. 71- 84.
- [16] A. Velez, C.Talero, R. Gonzalez y M. Ibañez, “Prevalencia de trastorno por déficit de atención con hiperactividad en estudiantes de escuelas de Bogotá, Colombia”. Marzo, 2016. [En línea]. Disponible en: <http://www.acnweb.org/acta/2008.24.1.6.pdf>
- [17] L. Sherlin, M. Arns, J. Lubar, H. Heinrich, C. Kerson, U. Strehl y M. Sterman, “Investigations in Neuromodulation, Neurofeedback and Applied Neuroscience”. *Journal of Neurotherapy*, vol. 15, no.4, pp. 292-304, noviembre, 2011.
- [18] G. González y J. Ramos, “La neuroretroalimentación como alternativa de tratamiento en el trastorno por déficit de atención con hiperactividad”. *La atención y sus alteraciones: del cerebro a la conducta*, Guadalajara: edit. Manual moderno, 2006, pp. 243-251.
- [19] S. D. Clements, “Minimal brain dysfunction in Children. Terminology and Identification Phase One of a Three- Phase Project”. Marzo 2016, [En línea]. Disponible en: <https://www.ncjrs.gov/pdffiles1/Digitization/54558NCJRS.pdf>
- [20] Freescale Semiconductor, M68HC08 Microcontrollers, Arizona, 2007.

- [21] R. Garcell, “Aportes del electroencefalograma convencional y el análisis de frecuencias para el estudio del trastorno por déficit de atención. Primera parte”. *Salud Mental*, vol. 27, no.1, pp. 22-27, febrero, 2004.
- [22] J. Lubar y M. Shouse, “EEG and behavioral changes in a hyperkinetic child concurrent with training of the sensorimotor rhythm (SMR): A preliminary report”. *Biofeedback Self-Regulation*, vol.1, no.3, pp.293–306, septiembre, 1976.