

A hybrid BCI for Neurofeedback-Based Attention Training: Design and Preliminary Evaluation

C. B. Aguilar Gonzales, A. Muñoz, P. Paulucci Müller, L. C. Carrere and C. B. Tabernig

Abstract— Neurofeedback therapies based on brain-computer interfaces (BCI) can be used for the rehabilitation of attention deficit hyperactivity disorder (ADHD), as an alternative to conventional treatments. In this paper the design, implementation and preliminary evaluation of Attenti-ON, a hybrid BCI for ADHD rehabilitation, is presented. Attenti-ON uses a *Serious Game* commanded by the level of attention estimated by the theta/beta ratio of the electroencephalogram as a neurofeedback and also incorporates a manual activity that focuses attention on the required cognitive task. Attenti-ON consists of an user interface and four modules: the first one acquires the electroencephalography signals from prefrontal electrodes, located at Fp1 and Fp2, and conditions them. The second module processes the signals and generates a valid command for the third module which consists in the *Serious Game*, developed in Unity. In this module the speed of an animated avatar is modified by the level of attention. The last module is the manual control consisting of a keyboard or joystick. Two evaluations of Attenti-ON were conducted. The first one was to assess the system's operation by using a signals database. In the second one, the BCI's closed loop-performance on a healthy volunteer was evaluated and aimed at verifying that the speed of the avatar varied according to the level of attention of the volunteer, which was modified by simulated interference situations. These preliminary results suggest that Attenti-ON could be transferred to the clinical setting for its evaluation for the treatment of ADHD.

Index Terms— BCI, Attention deficit hyperactivity disorder, theta/beta ratio, neurofeedback, serious game.

I. INTRODUCCIÓN

El trastorno de déficit de atención con hiperactividad (TDAH) se caracteriza por la falta de atención, hiperactividad y/o impulsividad que dificultan aspectos de la vida social, familiar y académica de quienes lo padecen [1]. Se estima que afecta alrededor del 5% de los niños y jóvenes en edad escolar y 2.5% de adultos en todo el mundo [2]. Sin un adecuado tratamiento, los síntomas pueden prevalecer hasta la adultez, lo cual trae como consecuencia un mayor riesgo de desarrollar desórdenes conductuales, de ansiedad, de abuso de sustancias, entre otros [3].

Los tratamientos más comúnmente utilizados para el TDAH son las terapias conductuales y farmacológicas [4]. Las primeras han demostrado ser efectivas, pero los resultados no se mantienen a largo plazo una vez finalizada la terapia, mientras que las segundas actúan de forma rápida, pero traen

aparejados diversos efectos secundarios [5]. Surge así la necesidad de desarrollar terapias alternativas y/o complementarias que no posean dichos inconvenientes [6].

La neuro-realimentación (NF por su expresión en inglés *neurofeedback*) es un enfoque que utiliza la señal de electroencefalografía (EEG) para mejorar la autorregulación de la actividad cerebral relacionada con actividades cognitivas como la atención. Los pacientes con TDAH presentan actividad aumentada en el ritmo theta y disminuida en el ritmo beta del EEG, respecto de los sujetos sanos [7][8]. La relación entre ambos ritmos es conocida como razón theta/beta (RTB), la cual se encuentra aumentada en el TDAH. Las terapias con NF tienen como objetivo que el paciente module la actividad (y por ende la amplitud) de estos ritmos, lo que implica la reducción de la RTB [9], habiéndose reportado resultados comparables a las terapias farmacológicas [10]. Además, dado que estas terapias proponen un aprendizaje a través del desarrollo de una actividad, pueden generar beneficios a largo plazo [6].

Para la implementación de una terapia con NF se podría utilizar una interfaz cerebro-computadora (BCI por sus siglas en inglés *Brain-computer Interface*). Una BCI es un sistema que en tiempo real registra la actividad del sistema nervioso central, extrae sus características y las convierte en una señal de comando para controlar un dispositivo actuador que proporciona una realimentación al paciente, cerrando así el lazo [11]. Los parámetros de una BCI deben ser estimados en una etapa de calibración para luego configurarla para su uso en tiempo real a lazo cerrado [12].

Las BCI con NF para tratamiento del TDAH pueden proveer la realimentación visual mediante dispositivos actuadores constituidos por videojuegos formativos (en inglés *Serious Games*) [13]. Las mismas utilizan el nivel de atención del paciente en tiempo real para modificar algún aspecto del *Serious Game*, recompensando al paciente de forma proporcional a su grado de atención [14]. En este sentido, se han reportado sistemas BCI que utilizan este concepto. Lim y cols. [15] desarrollaron una BCI que utilizaba el nivel de atención, cuantificado mediante la RTB, como comando para un *Serious Game*. Con un enfoque similar, Hillard y cols. [16] desarrollaron una BCI que utilizaba varios parámetros indicadores de la atención, entre los cuales se encontraba la RTB, y cuyo módulo actuador consistía en documentales audiovisuales. Muñoz y cols. [17] realizaron una BCI para rehabilitación del TDAH utilizando la RTB y un actuador basado en un *Serious Game*. Se ha reportado que este tipo de terapias basadas en NF brindan resultados prometedores en cuanto a la mejoría de los síntomas de falta de atención [9][10][18].

Por otro lado, debido a la hiperactividad que padecen los pacientes con TDAH, se ha documentado que proveerles una

C. B. Aguilar Gonzales, A. Muñoz, P. Paulucci Müller, L. C. Carrere and C. B. Tabernig are with the Laboratory of Rehabilitation Engineering and Neuromuscular and Sensory Research (LIRINS), Faculty of Engineering, National University of Entre Ríos, Oro Verde, E. R., Argentina (e-mail: aguilarbrigitte277@gmail.com, augustom272@gmail.com, pedropamu@gmail.com, ccarrere@ingenieria.uner.edu.ar, ctabernig@ingenieria.uner.edu.ar)

tarea motora simultánea focaliza su concentración en la tarea cognitiva requerida [19]. Un ejemplo de esta tarea puede ser la manipulación de un objeto, como una pelota antiestrés. Esto manifiesta la necesidad de incorporar este aspecto a una terapia para TDAH basada en BCI con NF.

Las BCI híbridas utilizan una segunda señal de entrada para comandar el actuador. Esta segunda señal, puede provenir de una variable fisiológica o puede ser una entrada convencional como la proveniente de un teclado o mouse [20]. Al día de hoy no se han encontrado trabajos que reporten sistemas que combinen el NF con actividades manuales antiestrés para el tratamiento del TDAH. Entonces, en este trabajo se presenta el diseño, desarrollo y evaluación preliminar de una BCI híbrida para tratamiento del TDAH, llamada Attenti-ON, consistente en un *Serious Game* comandado de manera continua por el nivel de atención del paciente (estimado a través de la RTB) y de manera discreta por un control manual a través del teclado o joystick.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

A. Razón Theta/Beta

Estudios recientes reportan que la RTB se correlaciona con estados de procesamiento cognitivo activo debido a que se evidencia, en la potencia espectral del EEG, una predominancia de ritmos de la banda beta en comparación con ritmos de la banda theta [21]. Es decir, la RTB disminuye durante tareas de atención, alcanzando valores por debajo de cinco [22].

Las personas con TDAH presentan una actividad aumentada en la banda theta y disminuida en la banda beta del EEG, especialmente en la región frontal. Por tal motivo, la RTB es uno de los parámetros que presenta mayor discriminabilidad en el EEG entre sujetos sanos y sujetos con TDAH y uno de los más reportados en terapias con NF [9][23].

La caracterización de la señal de EEG y el análisis del comportamiento de la RTB durante la atención se pueden realizar utilizando protocolos específicos, como el test de Stroop. Este es un test atencional que evalúa la habilidad para resistir a una interferencia [24]. A modo de ejemplo, en la Fig. 1 se muestra una gráfica de dispersión que representa los valores de RTB obtenidos del EEG de electrodos prefrontales de un voluntario sano mientras realizaba un test de Stroop, es decir mientras se concentraba para resistir la interferencia antes mencionada. Se puede observar que los valores de RTB calculados se comportan de manera similar para los electrodos Fp1 y Fp2 durante la actividad cognitiva requerida por el test y que dichos valores son inferiores a cinco.

B. Requisitos de Diseño

Los requisitos de diseño para el desarrollo de Attenti-ON, teniendo en cuenta su finalidad terapéutica y los requerimientos técnicos para implementarla, fueron que el Sistema debía:

- identificar la RTB para estimar nivel de atención durante la realización de una tarea cognitiva y generar una señal de comando continua para el módulo actuador;

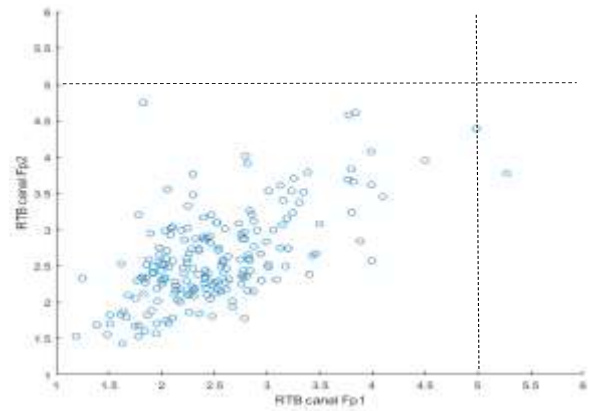


Fig. 1. Diagrama de dispersión de los valores de RTB obtenidos del EEG de un sujeto sano durante un test de Stroop.

- incorporar acciones motoras mediante un teclado o joystick como parte de un comando discreto para el módulo actuador;
- comandar el módulo actuador en tiempo real, para lograr una realimentación continua al paciente;
- estimar la RTB para cada paciente, y así tener en cuenta las variaciones inter-sujeto e intra-sujeto y entre las distintas sesiones de la terapia;
- incluir como módulo actuador a un *Serious Game* que refuerce la concentración en una tarea, cuyo parámetro más relevante sea modificado por el paciente a través de su nivel de atención, cuyos objetivos sean puntuales y alcanzables por el paciente, pero a la vez desafiantes y motivadores; que refuerce conductas positivas mediante recompensas y que penalice conductas negativas;
- ubicar los electrodos de registro en zonas corticales que mejor evidencien cambios en la RTB.
- reducir al mínimo la cantidad de electrodos para adquisición del EEG, de modo que pueda ser fácilmente utilizado en un entorno terapéutico;
- ofrecer al operador una interfaz de usuario amigable e intuitiva, que permita controlar los aspectos más relevantes de la sesión de entrenamiento; gestionar el acceso y almacenamiento de los datos históricos de un paciente; y brindar un reporte referido al desempeño del paciente.

C. Descripción del Diseño

Attenti-ON consta de 4 módulos, tal como se muestra en la Fig. 2, y de una interfaz de operador.

1) Módulo de Sensado y Acondicionamiento

Este módulo se compone de los bloques: Amplificador y convertor A/D, Filtrado y Segmentación. El primer bloque consiste en el amplificador y convertor A/D de al menos dos canales de registro y en la plataforma BCI2000 [25][26]. Este bloque registra el EEG mediante dos electrodos de copa en las posiciones Fp1 y Fp2, ya que en la región prefrontal se evidencian cambios en el EEG relacionados con la atención [27]. Los electrodos de tierra y referencia se localizan en el mastoides derecho e izquierdo respectivamente. Los datos se digitalizan con una resolución de 16 bits a una frecuencia de muestreo de 256 Hz. El bloque de Filtrado consta de un filtro Notch de 50 Hz y un filtro pasabanda con frecuencias de corte en 0.1 Hz y 40 Hz [28]. El bloque de Segmentación toma 8 muestras de la señal y construye segmentos de 31.25 mseg de duración [25].

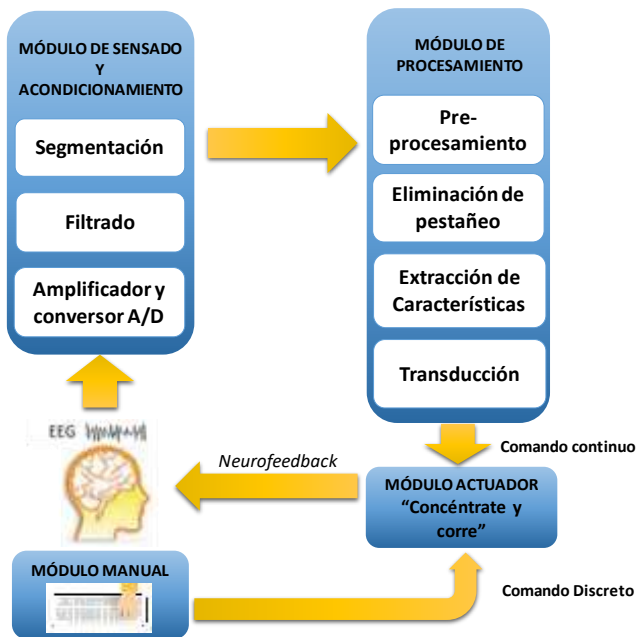


Fig. 2. Diagrama de los módulos que componen la BCI híbrida Attenti-ON.

2) Módulo de Procesamiento

Este módulo se compone de los siguientes bloques: Pre-procesamiento, Eliminación del pestañeo, Extracción de características y Transducción. Para la implementación de los mismos se utilizó MATLAB® (R2018a) y la plataforma BCI2000 [25][26].

El bloque de Pre-procesamiento estima la densidad espectral de potencia, en el rango de 0 a 30 Hz dividido en bloques de 3 Hz, para segmentos de 500 msec de señal, mediante un modelo autorregresivo de orden 16 por el método de Burg [29].

El bloque Eliminación del pestañeo se implementó utilizando un método desarrollado por Chang y cols. [30]. Este bloque identifica y elimina las muestras contaminadas con artefactos de pestañeo, haciendo uso de un umbral calculado en la etapa de calibración del Sistema.

Mediante el bloque de Extracción de características se promedian, por canal, los paquetes de densidad espectral de potencia correspondientes a 1 s de las bandas de frecuencia del ritmo theta (4 a 8 Hz) y beta (13 a 30 Hz). Luego se calcula la RTB como la razón entre estos promedios.

Finalmente, el bloque de Transducción es el encargado de generar la señal que comanda de manera continua la velocidad del personaje del *Serious Game*. La velocidad varía entre 1 y 10 y es calculada por un modelo de regresión lineal. La señal de comando continuo es transmitida al Módulo actuator mediante una interfaz de comunicación que utiliza un protocolo TCP/IP Cliente implementado en MATLAB® (R2018a). La misma establece la comunicación con el *Serious Game* en tiempo real.

3) Módulo manual

Este módulo está constituido por un teclado o joystick y constituye el comando discreto de Attenti-ON. Permite al usuario saltar obstáculos en el *Serious Game*. Contempla dos acciones posibles (derecha e izquierda) que se corresponden con los movimientos que el personaje puede realizar. De este modo, Attenti-ON incorpora, en la etapa de uso a lazo cerrado,

la actividad manual para favorecer la concentración del paciente con TDAH durante la terapia.

4) Módulo Actuator

Este módulo consiste en el *Serious Game* “Concéntrate y corre” [14]. El mismo fue diseñado utilizando el entorno Unity3D [31]. Consta de tres modalidades de juego: *carrera sin obstáculos*, *carrera con obstáculos* y *maratón*. En ellas, un personaje (femenino o masculino) debe correr para alcanzar una meta, en un escenario real, social y amigable. El objetivo es lograr que el paciente se concentre y module sus ritmos theta y beta de manera de hacer correr al personaje y llegar a la meta en un tiempo apropiado. De este modo, se brinda al paciente información de su propio nivel de atención a través de la modificación de la velocidad del personaje.

Por otro lado, la modalidad de *carrera con obstáculos* ofrece la posibilidad de comandar movimientos adicionales del personaje en pos de esquivar obstáculos en la pista. Este comando se realiza a través del Módulo manual.

“Concéntrate y corre” posee distintos niveles de dificultad para cada modalidad. El parámetro que modifica el nivel de dificultad es el tiempo para llegar a la meta. Los dos resultados posibles son la consecución o no consecución de la meta. Después de cada resultado se muestra al paciente un mensaje alusivo con la finalidad de proporcionar un refuerzo positivo.

5) Interfaz de operador

La interfaz de operador de Attenti-ON se implementó mediante la herramienta GUIDE de MATLAB® [32]. El código de implementación de la interfaz integra el código de los distintos módulos de Attenti-ON. Por otro lado, el diseño de la interfaz gráfica consta de distintas ventanas. En cada una de ellas se muestran al operador las instrucciones para realizar las acciones que debe llevar a cabo en la sesión y botones con distintas funciones. La interfaz se vincula con BCI2000 ya que permite comandarlo mediante el código de la misma y con “Concéntrate y corre” mediante el protocolo TCP/IP del bloque de Transducción, el cual se integra al código de la interfaz. Se ejecuta a través de una aplicación para Windows®.

D. Modo de Funcionamiento

El funcionamiento de Attenti-ON implica dos etapas: la calibración y el funcionamiento a lazo cerrado con NF.

En la etapa de calibración se registran las señales de Fp1 y Fp2 mientras se realiza un registro del EEG del paciente, durante la realización de una carrera de “Concéntrate y corre”, con una duración de 2 minutos. En esta etapa el paciente aún no controla la velocidad del personaje mediante su nivel de atención. Sin embargo, se lo insta a concentrarse para hacer correr al personaje en pos de llegar a la meta. La velocidad del personaje se incrementa automáticamente a razón de un nivel cada 12 segundos. Al finalizar la calibración, se obtienen el modelo de regresión lineal y el umbral para eliminar el pestañeo.

Para obtener el modelo de regresión se utilizan como entradas las RTB de los canales Fp1 y Fp2 y la salida deseada se estima según la siguiente ecuación (1):

$$\bar{y} = 10 + \frac{1-10}{\max - \min} \times (RTB_{prom} - \min) \quad (1)$$

Donde \bar{y} es la salida deseada, que representa la velocidad del personaje, RTB_{prom} corresponde al vector cuyos elementos son el promedio de las RTB de ambos canales y $máx$ y $mín$ son los valores máximo y mínimo de RTB_{prom} respectivamente. La ecuación (1) hace corresponder a valores altos de RTB dígitos cercanos a 1 y a valores bajos de RTB dígitos cercanos a 10.

Durante la etapa de funcionamiento a lazo cerrado, se realiza la sesión de entrenamiento con NF propiamente dicha. En la misma, se registra la señal de EEG y se calcula la RTB_{prom} . La velocidad del personaje se modifica en tiempo real aplicando el modelo de regresión lineal calculado en la etapa de calibración.

Si se desea realizar una nueva sesión de entrenamiento, el operador tiene la opción de recalibrar sin necesidad de realizar una nueva calibración. La recalibración utiliza los datos de la sesión previa para calcular un nuevo modelo de regresión.

E. Evaluaciones de Funcionamiento

Se realizaron dos tipos de evaluaciones de funcionamiento: con banco de señales y con un voluntario sano. La primera tuvo como objetivo relevar el funcionamiento operativo de Attenti-ON utilizando señales de EEG ya registradas en el marco de una prueba de Stroop con dos voluntarios sin TDAH [24]. La segunda tuvo como objetivo evaluar de manera preliminar el funcionamiento de Attenti-ON durante su uso en tiempo real, es decir con NF. Para ambas evaluaciones se realizó la calibración previa al uso a lazo cerrado.

Se instaló la aplicación de Attenti-ON en una computadora con Windows® 10, el BCI2000 y el Runtime de MATLAB®. Se ejecutó Attenti-ON según las instrucciones de su manual de usuario [33]. Para la primera evaluación, se relevó el cumplimiento de las prestaciones operativas y de las salidas de la interfaz de operador.

Para la evaluación de funcionamiento con un voluntario sano, se convocó a una joven de 15 años de edad sin diagnóstico de TDAH, quien brindó su consentimiento informado para participar del estudio. Se ubicó a la voluntaria en una silla cómoda a 1m de distancia del monitor donde se mostraría el *Serious Game*. Se le instruyó que estuviera relajada, evitando moverse o pestañear, dentro de lo posible. Se le explicaron las consignas. Se registró el EEG con el amplificador g®Nautilus (Guger Technology) y se realizaron las siguientes pruebas utilizando el juego *Maraton* – nivel 1 (con un intervalo de descanso entre ellas de aproximadamente 2 minutos):

Prueba 1: concentrarse en aumentar la velocidad del personaje, con el objetivo de relevar el funcionamiento de Attenti-ON (eliminación del pestañeo, cálculo de la RTB, salida del modelo, control del personaje, etc)

Prueba 2: concentrarse en aumentar la velocidad del personaje, con el objetivo de identificar el impacto en el desempeño de la familiarización o la fatiga en el uso consecutivo de Attenti-ON

Prueba 3: Se realizaron interrupciones para distraer al voluntario, con el objetivo de establecer si la falta de atención era detectada por la BCI y, por ende, modificaba el desempeño de la misma.

Prueba 4: Se solicitó al voluntario sólo mover las cejas, mientras observaba la pantalla, con el objetivo de identificar el efecto que la señal de electromiografía producía en Attenti-ON.

Prueba 5: Se solicitó al voluntario concentrarse en aumentar la velocidad del personaje; con el objetivo de observar cambios

de funcionamiento relativos a las pruebas 1 y 2, quizás relacionados al aprendizaje y familiarización del voluntario con Attenti-ON.

Prueba 6: Se realizaron interrupciones pautadas para distraer al voluntario; con el objetivo de observar cambios respecto de la prueba 5.

Como indicadores de funcionamiento se utilizaron el tiempo que a la voluntaria le insumía llegar a la meta del juego *Maratón*, las medias y desviaciones estándar de las RTB_{prom} y de las velocidades de cada prueba.



Fig. 3. Captura de la Ventana principal de Attenti-ON.

III. RESULTADOS

A. Evaluación de Funcionamiento con Banco de Señales

En primer lugar, se comprobó la instalación y ejecución de la aplicación de Attenti-ON, visualizándose al inicio la pantalla principal tal como se muestra en la Fig. 3 y posteriormente la Ventana de configuración (Fig. 4).

La señal de EEG proveniente del banco de señales se visualizó de manera adecuada. Asimismo, la comunicación con la plataforma BCI2000 fue exitosa.

La comunicación con la interfaz del *Serious Game* se realizó satisfactoriamente. La animación del mismo se presentó de forma fluida (Fig. 5).

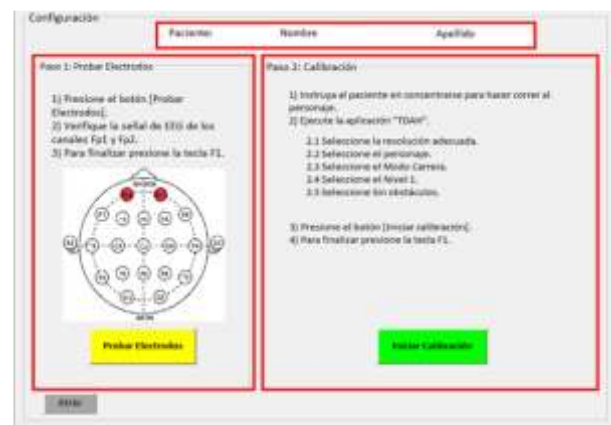


Fig. 4. Ventana de configuración. Se muestran los pasos “Probar electrodos” y “Calibración” (Recuadrados en rojo).

En la Fig. 6 se presenta a modo ilustrativo el modelo de regresión lineal obtenido durante la evaluación de funcionamiento con banco de señales. En la misma se visualizan los valores de RTB_{prom} de ambos canales, Fp1 y Fp2, los cuales se representan como puntos de dispersión en color azul, sobre un plano tridimensional que representa la salida del

modelo de regresión lineal. Se observa que, a valores de RTB bajos (mayor nivel de atención), la salida del modelo es cercana a 10 (mayor velocidad del personaje) y viceversa.



Fig. 5. Captura de pantalla durante la etapa de calibración de la BCI: Imagen de la ventana del *Serious Game* “Concentrate y corre”, que observa el paciente.

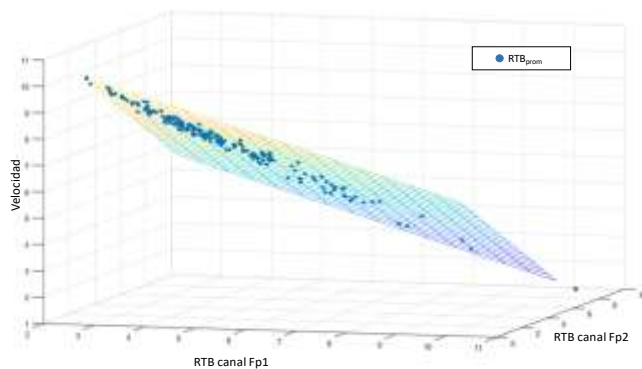


Fig. 6. Representación gráfica de las entradas y la salida del modelo de regresión lineal obtenido luego de la calibración del Sistema durante la prueba de funcionamiento con banco de señales.

El desempeño de las funciones disponibles en la ventana de operador, para realizar la sesión de entrenamiento (Fig. 7), fue verificado. Posteriormente, se realizó una segunda prueba de funcionamiento configurando el *Serious Game* en el modo “Con obstáculos”, de manera de verificar la actuación del comando discreto. Se comprobó que ambos comandos, discreto y continuo, modificaron el movimiento y la velocidad del personaje respectivamente y de forma simultánea.

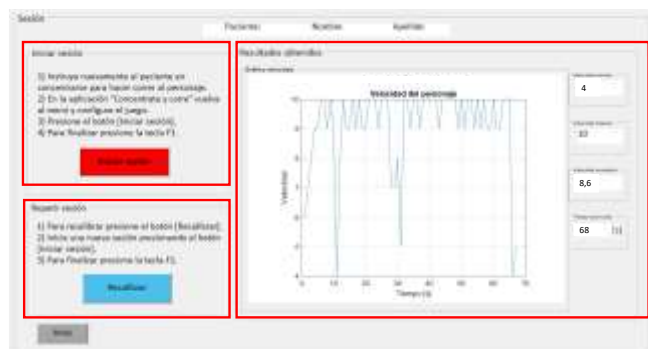


Fig. 7. Ventana Sesión de entrenamiento: secciones Iniciar Sesión, Recalibración e Información post-sesión (recuadradas en rojo).

B. Prueba de Funcionamiento con Voluntario Sano

En la Fig. 8 se observa una fotografía de la voluntaria utilizando Attenti-ON.



Fig. 8. Fotografía de la voluntaria durante el uso de Attenti-ON a lazo cerrado con NF, comandando el *Serious Game* en el modo *Maratón*.

La Tabla 1 muestra los indicadores de funcionamiento obtenidos para las distintas pruebas.

A modo de ejemplo, en la Fig. 9 se muestra la evolución de la RTB_{prom} y de la velocidad de personaje durante la ejecución de la prueba 5. Es de destacar que las variaciones de la RTB_{prom} a lo largo de la prueba se encuentran en el orden de las décimas y que las mismas se corresponden con variaciones de la velocidad en el orden de las unidades. Por otro lado, para este voluntario en particular, durante esta prueba, el rango de valores de RTB_{prom} varió entre 0.5 y 1, lo cual indica un nivel elevado de atención.

IV. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Se presentó el diseño, desarrollo y evaluación preliminar de una BCI híbrida, llamada Attenti-ON, para ser utilizada en una terapia de rehabilitación de pacientes con TDAH. La misma estima el nivel de atención del paciente mediante la RTB para generar una señal de comando continuo para un *Serious Game*, que hace variar la velocidad de un personaje de forma proporcional a su nivel de atención. Además, Attenti-ON cuenta con módulo manual que incorpora la actividad motora

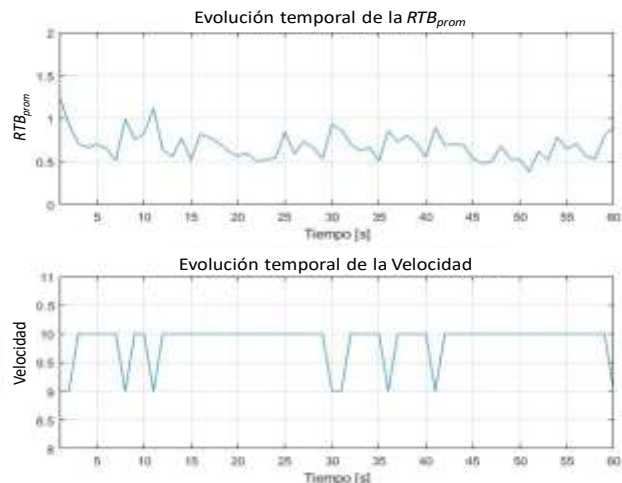


Fig. 9. Evolución temporal de los valores de RTB_{prom} y de la velocidad del personaje para la quinta prueba de desempeño de la BCI.

TABLA I
INDICADORES DE FUNCIONAMIENTO CON VOLUNTARIO SANO

Prueba	Tiempo (s)	RTB_{prom}		Velocidad	
		Media	Desviación estándar σ	Media	Desviación estándar σ
1	71	1.12	0.37	9.12	0.51
2	65	0.88	0.17	9.51	0.50
3	69	1.35	0.56	8.67	0.68
4	95	3.94	1.62	6.20	1.80
5	61	0.69	0.53	9.85	0.72
6	63	0.83	0.16	9.62	0.36

del paciente mediante un comando discreto. De este modo, Attenti-ON constituye una BCI híbrida que cumple con los requisitos de diseño planteados.

Si bien existen desarrollos en BCI para el entrenamiento de la atención de pacientes con TDAH utilizando *Serious Games* [15][17], no se han reportado trabajos que incorporen la actividad motora del paciente. Estos pacientes suelen presentar un estado de hiperactividad, la cual es atendida en terapias tradicionales canalizando el movimiento impulsivo mediante actividades manuales. La incorporación de la actividad manual del paciente en la terapia con Attenti-ON constituye un aspecto novedoso que se espera, facilite la misma.

Attenti-ON incorpora un *Serious Game* que presenta al paciente un entorno conocido y relajante, muy similar a la vida real. A su vez, la elección de personajes humanos y la posibilidad de elegir su género se realizó para fomentar la empatía y la identificación del paciente con su personaje, reforzando la cooperación y habilidades sociales, que también son aspectos afectados por el trastorno.

La calibración de Attenti-ON se realiza utilizando una sesión del mismo videojuego, a diferencia de otros trabajos, que utilizan una tarea alternativa [15][34]. De esta manera el paciente se familiarizará con el videojuego de forma previa al funcionamiento a lazo cerrado, lo cual brindará una mayor motivación.

La evaluación del funcionamiento con banco de señales arrojó resultados positivos. El Sistema se comportó de acuerdo a lo esperado y resultó amigable para el operador.

Los resultados de las pruebas de funcionamiento con un voluntario (Tabla 1) mostraron que el nivel de atención del mismo varía a lo largo de las mismas y que los distractores (en las pruebas 3,4 y 6) alteraron la atención de la voluntaria. Esto se evidencia a partir de los cambios en la RTB_{prom} . Del análisis de los resultados también se destaca que, para cada una de las pruebas, la velocidad media fue mayor para valores de RTB_{prom} menor, en todos los casos. También se observaron, en las pruebas con distractores, mayores tiempos para alcanzar la meta, respecto de la prueba inmediatamente anterior. Asimismo, se destaca el mejor rendimiento de la prueba 2 respecto de la 1, lo cual indicaría que la voluntaria no se fatigó e incluso se familiarizó con Attenti-ON. La prueba 5 muestra una mejora sustantiva respecto de las anteriores quizás porque la voluntaria aprendió a modular sus ritmos cerebrales y controlar mejor la velocidad del personaje. En general, en las pruebas en las cuales la voluntaria no recibió interferencias que la desconcentren de la tarea, la RTB_{prom} fue menor, en particular en la prueba 5 con respecto a la prueba 6, donde a pesar de que el voluntario se encontraba habituado a la tarea, el factor diferencial entre ambas fue la distracción intencional y esto dio

como resultado una RTB_{prom} mayor en la prueba 6. Por lo tanto, es posible inferir que la RTB puede ser utilizada como característica del nivel de atención del sujeto y que la misma sea empleada para comandar un actuador. Por último, la prueba 4 muestra un control muy pobre de la BCI con los rendimientos más bajos, evidenciando que Attenti-ON no se controla por electromiografía.

El funcionamiento de Attenti-ON a lazo cerrado con NF fue evaluado preliminarmente en un solo voluntario sano. Por este motivo, no se utilizó el comando manual ya que no brindaría resultados significativos. Como trabajo a futuro, se propone aumentar el número de voluntarios para evaluar el funcionamiento del comando manual, así como para realizar una evaluación de desempeño de la BCI. Asimismo se estaría en condiciones de realizar un estudio clínico de factibilidad de emplear Attenti-ON para el tratamiento del TDAH.

APÉNDICE

Manual de Usuario Attenti-ON, Código Fuente Attenti-ON.

REFERENCIAS

- [1] American Psychiatric Association, *Guía de consulta de los criterios diagnósticos del DSM-5®*. 2013.
- [2] S. Cortese *et al.*, «Comparative efficacy and tolerability of medications for attention-deficit hyperactivity disorder in children, adolescents, and adults: a systematic review and network meta-analysis», *The Lancet Psychiatry*, vol. 5, no. 9, pp. 727-738, 2018.
- [3] T. E. Wilens y N. R. Morrison, «The intersection of attention-deficit/hyperactivity disorder and substance abuse», *Curr. Opin. Psychiatry*, vol. 24, no. 4, pp. 280-285, 2011.
- [4] M. Arns, C. R. Clark, M. Trullinger, R. deBeus, M. Mack, y M. Anifto, «Neurofeedback and Attention-Deficit/Hyperactivity-Disorder (ADHD) in Children: Rating the Evidence and Proposed Guidelines», *Appl. Psychophysiol. Biofeedback*, vol. 45, no. 2, pp. 39-48, 2020.
- [5] U. Leins, G. Goth, T. Hinterberger, C. Klinger, N. Rumpf, y U. Strehl, «Neurofeedback for children with ADHD: A comparison of SCP and Theta/Beta protocols», *Appl. Psychophysiol. Biofeedback*, vol. 32, n.º 2, pp. 73-88, 2007.
- [6] J. Van Doren, M. Arns, H. Heinrich, M. A. Vollebregt, U. Strehl, y S. K. Loo, «Sustained effects of neurofeedback in ADHD: a systematic review and meta-analysis», *Eur. Child Adolesc. Psychiatry*, vol. 28, no. 3, pp. 293-305, 2019.
- [7] D. van Son, M. de Rover, F. M. De Blasio, W. van der Does, R. J. Barry, y P. Putman, «Electroencephalography theta/beta ratio covaries with mind wandering and functional connectivity in the executive control network», *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol. 1452, no. 1, pp. 52-64, 2019.
- [8] M. Sagiadinou y A. Plerou, «Brain-Computer Interface Design and Neurofeedback Training in the Case of ADHD Rehabilitation», en *Advances in Experimental Medicine and Biology*, vol. 1194, Springer, 2020, pp. 217-224.
- [9] M. Zhuang, «State-of-the-art non-invasive brain-computer interface for neural rehabilitation: A review», *J. Neurorestoratology*, vol. 08, no. 01, pp. 12-25, 2020.
- [10] C. G. Lim *et al.*, «A randomized controlled trial of a brain-computer interface based attention training program for ADHD», *PLoS One*, vol. 14, no. 5, pp. 1-16, 2019.
- [11] J. R. Wolpaw, J. del R. Millán, y N. F. Ramsey, «Brain-computer interfaces: Definitions and principles», en *Handbook of Clinical Neurology*, vol. 168, Elsevier B.V., 2020, pp. 15-23.
- [12] C. Jeunet, F. Lotte, J. M. Batail, P. Philip, y J. A. Micoulaud Franchi, «Using Recent BCI Literature to Deepen our Understanding of Clinical Neurofeedback: A Short Review», *Neuroscience*, vol. 378, pp. 225-233, 2018.
- [13] O.-S. Mehdi y M. A. Lebedev, «Augmenting Attention with Brain-Computer Interfaces», en *Brain-Computer Interfaces Handbook Technological and Theoretical Advances*, 2018, pp. 549-555.
- [14] P. Paulucci, C. C. L., y C. B. Tabernig, «Realistic Video Games for BCI Aimed at Cognitive Rehabilitation Therapies», vol. 24, no. 3, pp. 67-72,

2020.

- [15] C. G. Lim *et al.*, «A Brain-Computer Interface Based Attention Training Program for Treating Attention Deficit Hyperactivity Disorder», *PLoS One*, vol. 7, no. 10, 2012.
- [16] B. Hillard, A. S. El-Baz, L. Sears, A. Tasman, y E. M. Sokhadze, «Neurofeedback training aimed to improve focused attention and alertness in children with ADHD: A study of relative power of eeg rhythms using custom-made software application», *Clin. EEG Neurosci.*, vol. 44, no. 3, pp. 193-202, 2013.
- [17] J. E. Munoz, D. S. Lopez, J. F. Lopez, y A. Lopez, «Design and creation of a BCI videogame to train sustained attention in children with ADHD», *2015 10th Colomb. Comput. Conf. 10CCC 2015*, pp. 194-199, 2015.
- [18] X. Qian *et al.*, «Brain-computer-interface-based intervention re-normalizes brain functional network topology in children with attention deficit/hyperactivity disorder», *Transl. Psychiatry*, vol. 8, no. 1, 2018.
- [19] T. Armstrong, *ADD ADHD alternatives in the classroom*. Virginia: ASCD, 1999.
- [20] G. Pfurtscheller, «The hybrid BCI», *Front. Neurosci.*, vol. 4, no. April, 2010.
- [21] D. W. Zhang *et al.*, «Electroencephalogram Theta/Beta Ratio and Spectral Power Correlates of Executive Functions in Children and Adolescents With AD/HD», *J. Atten. Disord.*, vol. 23, no. 7, pp. 721-732, 2019.
- [22] R. Aldemir, E. Demirci, H. Per, M. Canpolat, S. Özmen, y M. Tokmakçı, «Investigation of attention deficit hyperactivity disorder (ADHD) subtypes in children via EEG frequency domain analysis», *Int. J. Neurosci.*, vol. 128, no. 4, pp. 349-360, 2018.
- [23] F. Fahimi, C. Guan, W. B. Goh, K. K. Ang, C. G. Lim, y T. S. Lee, «Personalized features for attention detection in children with Attention Deficit Hyperactivity Disorder», *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 414-417, 2017.
- [24] J. R. Stroop, «Studies of interference in serial verbal reactions», *J. Exp. Psychol.*, vol. 18, no. 6, pp. 643-662, 1935.
- [25] G. Schalk y J. Mellinger, *A practical guide to brain-computer interfacing with BCI2000: General-purpose software for brain-computer interface research, data acquisition, stimulus presentation, and brain monitoring*. Springer London, 2010.
- [26] «Contributions:BCI2000Automation» Available: <https://www.bci2000.org/mediawiki/index.php/Contributions:BCI2000Automation> (Accessed: September 3, 2020).
- [27] F. Fahimi, Z. Zhang, W. B. Goh, T. S. Lee, K. K. Ang, y C. Guan, «Inter-subject transfer learning with an end-to-end deep convolutional neural network for EEG-based BCI», *J. Neural Eng.*, vol. 16, no. 2, 2019.
- [28] «User Reference:SourceFilter» Available: https://www.bci2000.org/mediawiki/index.php/User_Reference:SourceFilter (Accessed: September 3, 2020).
- [29] «User Reference:SpectralEstimator» Available: https://www.bci2000.org/mediawiki/index.php/User_Reference:SpectralEstimator (Accessed: September 3, 2020).
- [30] W. Du Chang, H. S. Cha, K. Kim, y C. H. Im, «Detection of eye blink artifacts from single prefrontal channel electroencephalogram», *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 124, pp. 19-30, 2016.
- [31] «Plataforma de desarrollo en tiempo real de Unity | Motor de VR y AR en 3D y 2D».
- [32] «GUI de MATLAB - MATLAB & Simulink». Available: <https://la.mathworks.com/discovery/matlab-gui.html>. [Accessed: September 3, 2020]
- [33] C. B. Aguilar Gonzales y A. Muñoz, «Puesta en funcionamiento de una interfaz cerebro computadora para rehabilitación del trastorno de déficit de atención con hiperactividad», Universidad Nacional de Entre Ríos, 2020.
- [34] & F.-N. Oliveira-Junior, H. L., Casagrandea, W. D., Machadoa, F. S., Delisle-Rodrigueza, D., Souzab, M., Bastos-Filhoa, T., «Towards an EEG-Based BCI System for Neurofeedback Assisted Rehabilitation of Attention Deficit Hyperactivity Disorder», *X Congr. Iberoam. Tecnol. Apoyo a la Discapac. (IBERDISCAP 2019)*, no. March, pp. 8-11, 2019.



C. Brigitte Aguilar G. received the B.S. degree in Bioengineering from National University of Entre Ríos, Argentina, in 2020. In 2019, she obtained the EVC scholarship from the National Interuniversity Council with which she began her career in research. In 2020, she has published her first scientific article in

a Bioengineering Journal.



Augusto Muñoz received the B.S. degree in Bioengineering from National University of Entre Ríos, Argentina, in 2020. He conducted his undergraduate thesis at the Rehabilitation Engineering and Neuromuscular Research Lab, National University of Entre Ríos.



Pedro Paulucci Müller received the B.S. degree in Bioengineering from National University of Entre Ríos, Argentina, in 2019. In 2018, he obtained the EVC scholarship from the National Interuniversity Council. In 2020, he has published his first scientific article in a Bioengineering Journal.



L. Carolina Carrere received the B.S. degree in Bioengineering and, then, the Master degree in Biomedical Engineering from the National University of Entre Ríos, Argentina. She is currently pursuing the Ph.D. degree in engineering at National University of Entre Ríos. She is Researcher at Rehabilitation Engineering and Neuromuscular Research Lab and Assistant Professor of Multivariable Calculus and Differential Equations and Solids Mechanics at the graduate program in Bioengineering at the Faculty of Engineering, National University of Entre Ríos. She has published several scientific articles in bioengineering.



Carolina B. Tabernig received the B.S. degree in Bioengineering; the Master degree in Biomedical Engineering and the Ph.D. degree in engineering from the National University of Entre Ríos, Argentina. In 2018, she earned the price of better doctoral thesis from Argentinean Society of Bioengineering. She is currently Researcher at Rehabilitation

Engineering and Neuromuscular Research Lab and Professor of Rehabilitation and Therapy Equipment at the graduate program in Bioengineering at the Faculty of Engineering, National University of Entre Ríos. She has published many scientific articles in bioengineering and she is reviewer of many international journals of biomedical engineering.