

ITACA: UN NUEVO SISTEMA DE ENTRENAMIENTO COGNITIVO MEDIANTE NEUROFEEDBACK

Diego Marcos-Martínez ^a, Eduardo Santamaría-Vázquez ^{a,b}, Víctor Martínez-Cagigal ^{a,b}, Sergio Pérez-Velasco ^a, Selene Moreno-Calderón ^a, Roberto Hornero ^{a,b}

^aGrupo de Ingeniería Biomédica (GIB), E.T.S Ingenieros de Telecomunicación, Universidad de Valladolid;

^bCentro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN);
diego.marcos@gib.tel.uva.es

Resumen

Presentamos ITACA (Interface for Training Against Cognitive Ageing), un nuevo sistema para el desarrollo de entrenamientos de Neurofeedback (NF). ITACA permite implementar sistemas Brain-Computer Interfaces para la realización de experimentos NF con un diseño configurable, modular y visualmente atractivo. Se compone de: (1) un módulo de pre-procesado y extracción de características online de la señal de electroencefalograma; (2) tres escenarios que permiten variar el objetivo y la dificultad del entrenamiento progresivamente; y (3) tres aplicaciones de evaluación cognitiva para el análisis de los resultados de un estudio de NF. Para probar la validez de se llevó a cabo un estudio preliminar en el que 2 sujetos entrenaron la potencia de su actividad theta (4 – 8 Hz) en la región frontal-medial durante 6 sesiones. Los dos sujetos mostraron progresos en el control de las aplicaciones y su actividad theta se vio incrementada al final del entrenamiento. Estos resultados sugieren la utilidad de ITACA para el desarrollo de experimentos de NF.

Palabras clave: Brain-Computer Interfaces (BCI), Neurofeedback, Electroencefalograma (EEG), Memoria de trabajo

1 INTRODUCCIÓN

Los sistemas *Brain-Computer Interfaces* (BCI) permiten establecer una conexión directa entre la actividad cerebral de un usuario y un dispositivo externo para su control [1]. Aunque existen diferentes métodos de adquisición de la actividad cerebral humana, el más extendido en el campo de BCI es la señal de electroencefalograma (EEG) debido a su carácter no invasivo, su portabilidad y bajo coste en comparación con otros métodos disponibles. Una de las líneas de investigación de BCI es el entrenamiento mediante *Neurofeedback* (NF). En las aplicaciones de

NF se presenta una realimentación constante en tiempo real de la actividad cerebral del usuario [2]. Esta realimentación, por medio del condicionamiento operante, ayuda al usuario a encontrar la estrategia mental que le permita adquirir un control voluntario sobre el estado de su propia actividad cerebral. La hipótesis sobre la que se fundamenta el NF sugiere que, a través de este procedimiento de neuro-modulación voluntaria, se pueden inducir cambios en la plasticidad cerebral que resulten beneficiosos para el estado neuronal de los usuarios [2].

El NF ha despertado gran interés entre la comunidad científica debido a las amplias posibilidades que plantea como terapia no farmacológica para el tratamiento de patologías neuronales como el TDAH [2] o la epilepsia [3], así como terapia de rehabilitación neuronal para pacientes de ictus [4]. A pesar ello, tanto el progreso técnico, como la metodología del NF, se encuentran menos desarrollados si se comparan con otros paradigmas empleados en el campo del BCI. En relación con este hecho, se ha sugerido que en parte podría estar causado por una mayor presencia de especialistas en inteligencia artificial en otros campos de investigación de BCI (como consecuencia de una necesidad de algoritmos más complejos de procesado, análisis y clasificación de la señal cerebral), mientras que el NF ha sido objeto de estudio de investigadores del sector psicológico y psiquiátrico, debido a sus posibles aplicaciones clínicas [5]. Como consecuencia, la mayoría de los investigadores centrados en NF carecen de los conocimientos básicos necesarios para el desarrollo de entornos NF óptimos para sus estudios. Es por ello por lo que se ha señalado la necesidad de paquetes de *software* cuyo uso no requiera de conocimientos de programación [5]. De esta manera, el campo del NF podrá seguir avanzando, obteniendo así una mayor evidencia sobre la posible efectividad del NF en las aplicaciones clínicas.

En la actualidad existen diversos paquetes de *software* libre destinados al diseño de sistemas BCI. Entre ellos, los más destacados son BCI2000 [6], OpenVibe [7] y BCILAB [8]. Estos paquetes ofrecen una amplia variedad de herramientas para garantizar la

flexibilidad de las aplicaciones desarrolladas. Sin embargo, ninguno de ellos está orientado específicamente al desarrollo de entornos NF. Esto supone un problema, puesto que los principales interesados pueden encontrar dificultades a la hora de implementar su propia plataforma de entrenamiento [5]. Además, es necesario tener en cuenta la importancia del aspecto visual de los entornos de entrenamiento. Se ha señalado que los entornos con un aspecto “gamificado”, es decir, similar al de un videojuego, puede influir positivamente en la motivación e interés de los usuarios durante el entrenamiento [9]. En este sentido, solo OpenVibe facilita un entorno visualmente atractivo. Por otro lado, estos paquetes carecen de módulos para la evaluación cognitiva computarizada que permita analizar los cambios en las funciones cognitivas de los usuarios de NF. Estas aplicaciones suelen requerir de paquetes de *software* adicionales y permiten prescindir de los tests de evaluación neuropsicológica tradicionales [10].

Por último, cabe destacar que la mayoría de los estudios de NF emplean una única aplicación de entrenamiento sin variar sus objetivos de manera progresiva, siendo en algunos casos demasiado exigentes desde el inicio del entrenamiento. Esto podría ser una de las principales razones de que un gran número de sujetos no sean capaces de mostrar progresos durante el entrenamiento [11].

Con el objetivo de superar las limitaciones mencionadas, en este trabajo se ha desarrollado un entorno para entrenamientos NF. Este entorno, denominado ITACA (*Interface for Training Against Cognitive Ageing*), se encuentra en desarrollo, y se compone de un conjunto de aplicaciones dentro del *software* MEDUSA (www.medusabci.com) [12], una plataforma multipropósito para sistemas BCI también desarrollada por el Grupo de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Valladolid (GIB). Su distribución será *open-source* y podrá ser adquirida a través de la web de MEDUSA. En esta comunicación se presentarán las principales características de ITACA y se expondrán los resultados de un estudio preliminar llevado a cabo con esta herramienta con el fin de mostrar la utilidad ITACA en estudios de NF.

2 CARACTERÍSTICAS DE ITACA

ITACA es un entorno diseñado para el desarrollo de entrenamientos NF. Sus principales características son las siguientes:

- (1) Facilidad de uso destinada a investigadores y otros usuarios sin nociones básicas de programación.

- (2) Tres escenarios de entrenamiento diferentes que permiten variar el objetivo y la dificultad del entrenamiento progresivamente.
- (3) Un aspecto “gamificado” de las aplicaciones que permita mantener el interés y la motivación de los sujetos a lo largo del entrenamiento.
- (4) Aplicaciones de evaluación cognitiva computarizadas para el análisis de los posibles efectos del entrenamiento sobre las funciones cognitivas de los sujetos.

Estas características buscan que ITACA sea un entorno de entrenamiento NF óptimo, tanto para el ámbito de investigación como el ámbito clínico. ITACA está desarrollada en Python e implementada en MEDUSA, ya que el diseño simple y modular de la plataforma permiten este trabajo de manera sencilla y directa. ITACA se compone de un módulo de pre-procesado y extracción de características *online* de la señal de EEG, 3 aplicaciones de entrenamiento (“Jedi Cube”, “Luke’s Spaceship” y “Neuro Runner”) y 3 aplicaciones de evaluación cognitiva (“Dual N-back”, “Digit Span Test” y “Corsi Block-Tapping Test”), todas ellas desarrolladas en Unity. A continuación, se detallan las principales características de los componentes mencionados.

2.1 PROCESADO DE LA SEÑAL EEG

El pre-procesado *online* de la señal de EEG es uno de los pilares fundamentales dentro de un entrenamiento NF. Se requiere que este proceso sea lo más adecuado posible para que la realimentación sea constante, con el menor tiempo de retardo. El módulo de pre-procesado de ITACA se ha diseñado y optimizado para que la realimentación se pueda presentar cada 200 ms. Este módulo emplea los métodos implementados en MEDUSA: (1) filtro espacial tipo Laplaciano; y (2) filtros frecuenciales de paso banda de segundo orden tipo Butterworth. El pre-procesado disponible es altamente configurable y permite definir parámetros como la frecuencia de realimentación, la ventana temporal utilizada para la extracción de características, el tiempo de calibración, el orden de los filtros espectrales o el sentido de filtrado (directo o directo-inverso).

Por otro lado, ITACA permite la extracción de distintas características espectrales de la señal de EEG. En concreto, estas características son: (1) potencia de una banda de frecuencia; (2) ratio entre las potencias de dos bandas de frecuencia; y (3) potencia de una banda de frecuencia, restringiendo el aumento de la potencia de otras bandas seleccionadas en cuyo rango puedan encontrarse artefactos tales como parpadeos o movimientos musculares. Al inicio de cada registro se lleva a cabo un periodo de calibración

en el que se obtiene el valor de la característica seleccionada en estado de reposo. Este valor permite obtener durante el entrenamiento la variación de la característica con respecto a su valor en la calibración. En cuanto a la configuración, ITACA permite tanto la selección de las bandas espectrales clásicas (delta, theta, alpha, beta y gamma) como la definición personalizada de las bandas de frecuencia. Asimismo, es posible configurar los canales empleados para la extracción de la característica a entrenar.

2.2 APLICACIONES DE ENTRENAMIENTO

Las aplicaciones de entrenamiento han sido implementadas en C#, el lenguaje utilizado por Unity, un motor de juego multiplataforma desarrollado por Unity Technologies. Además del pre-procesado y extracción de características del EEG en tiempo real, MEDUSA controla de manera asíncrona el ciclo de funcionamiento de estas aplicaciones, comunicándose con ellas a través de *sockets* TCP/IP. A su vez, los eventos del entrenamiento que puedan resultar interesantes son enviados desde Unity a MEDUSA. De esta manera, tanto la señal de EEG, como los eventos de la sesión pueden ser guardados para un análisis *offline* posterior. Las aplicaciones han sido diseñadas de manera que el objetivo a alcanzar en cada una de ellas sea diferente. Esto se ha realizado para que los usuarios de este sistema puedan diseñar protocolos progresivos que faciliten el aprendizaje paulatino de los sujetos a lo largo de las sesiones [11]. De esta manera, se espera poder atajar el problema causado por la desmotivación de los sujetos debido a unos objetivos de entrenamiento demasiado exigentes en las primeras sesiones. Todas las aplicaciones permiten configurar el número de intentos, la duración máxima de cada intento, la duración del periodo de reposo empleado en la calibración y el tiempo de reposo entre intentos, así como parámetros propios de cada aplicación.

2.2.1 Jedi Cube

En la aplicación “Jedi Cube” se presenta un cubo rojo, el cual se ha de elevar hasta una posición situada en la parte superior de la pantalla (Figura 1.a). El valor de la característica espectral se suma a la posición del cubo en cada actualización de la realimentación. Si este valor está por encima del valor calculado en la calibración, será positivo y el cubo se elevará, de lo contrario descenderá. El usuario puede definir el tiempo máximo del que dispone el sujeto para alcanzar el objetivo antes de que acabe el intento. Por lo tanto, esta aplicación no requiere de un incremento demasiado exigente con respecto a la calibración inicial, sino que busca ayudar al sujeto durante las primeras sesiones a encontrar la estrategia mental que

le permita obtener un mayor control de su actividad cerebral.

2.2.2 Luke’s Spaceship

En esta aplicación, a diferencia de “Jedi Cube”, se busca que el sujeto aprenda a maximizar el valor de la característica espectral modulada. Para ello, se presenta una nave espacial sumergida en un pantano (Figura 1.b). El sujeto debe tratar de elevar la nave hasta alcanzar una determinada posición, situada en la parte central de la pantalla. La posición vertical de la nave se encuentra directamente relacionada con el porcentaje de incremento con respecto a la calibración inicial. Por lo tanto, la altura máxima a alcanzar en la aplicación siempre es la misma, pero el valor necesario para alcanzar este punto se corresponde con el valor seleccionado de máximo incremento con respecto a la calibración. Esto permite que la dificultad de la aplicación se pueda ir incrementando paulatinamente a medida que el sujeto mejora su habilidad para aumentar la característica espectral entrenada. Al igual que en “Jedi Cube”, “Luke’s Spaceship” tiene un tiempo máximo de duración de intento en el cual el sujeto deberá alcanzar el objetivo.

2.2.3 Neuro Runner

“Neuro Runner” presenta un camino en el cual se desarrolla una carrera (Figura 1.c). El sujeto controla a uno de los avatares, de manera que la velocidad de su avatar está directamente relacionada con el incremento de la característica espectral con respecto a la calibración. Al igual que en “Luke’s Spaceship”, se puede definir el máximo incremento en porcentaje que se pretende alcanzar, relacionándolo con la máxima velocidad que puede alcanzar su avatar. Por otro lado, el avatar contrincante correrá a una velocidad constante, la cual también se puede definir en términos de un incremento en porcentaje con respecto a la calibración de la característica modulada. Esta aplicación no cuenta con un tiempo límite de duración del intento, sino que acabarán cuando uno de los dos avatares cruce la meta. Además de maximizar el valor de la característica entrenada, “Neuro Runner” pretende que el sujeto aprenda a mantener esta regulación voluntaria en el tiempo.

2.3 APLICACIONES DE EVALUACIÓN

Al igual que las aplicaciones de entrenamiento, las aplicaciones de evaluación cognitiva están implementadas en C# y su control se realiza a través

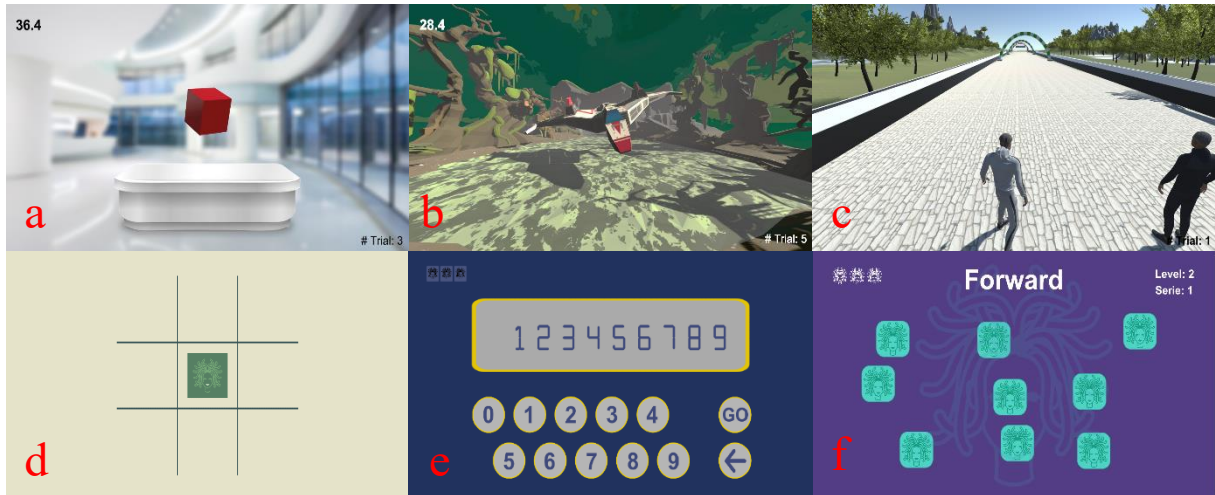


Figura 1. Ejemplos de las aplicaciones de ITACA. Aplicaciones de entrenamiento: (a) Jedi Cube; (b) Luke's Starship; y (c) NeuroRunner. Aplicaciones de evaluación cognitiva: (d) Dual N-Back; (e) Digit Span Test; y (f) Corsi Block-Tapping Test.

de MEDUSA. Los eventos que tienen lugar en la aplicación son enviados desde Unity y registrados junto con el EEG. De esta manera se puede analizar los cambios de la actividad cerebral cuando el sujeto realiza tareas que suponen una cierta demanda cognitiva. Las tres aplicaciones implementadas evalúan la memoria de trabajo. Esta función cognitiva determina la capacidad del sujeto para retener información que debe ser empleada en un corto periodo de tiempo para satisfacer una tarea. Debido a su amplio uso [13], tanto en investigación en el campo de NF como en la investigación del EEG, se han implementado las siguientes aplicaciones de evaluación cognitiva.

2.3.1 Dual N-back

En esta aplicación (Figura 1.d) el sujeto debe prestar atención a los elementos que se presentan por pantalla (cuadrados en una matriz de 3 x3) o por audio (9 letras en castellano). Si el elemento presentado coincide con el N -elemento anterior (siendo N un parámetro a definir: $N = 1$ representa el elemento anterior al presentado, $N = 2$ el anterior del anterior, etc.) el sujeto debe pulsar una tecla determinada. El número de elementos presentados, el porcentaje de elementos *target* y el valor N son parámetros a definir por el usuario. Esta aplicación permite las modalidades visuoespacial (prestando atención únicamente a los cuadrados), auditiva (prestando atención únicamente a las letras), y dual (prestando atención a los cuadrados y a las letras al mismo tiempo).

2.3.2 Digit Span Test

Esta aplicación presenta por pantalla una secuencia de dígitos (Figura 1.e) y el sujeto debe de reproducirla, bien en el mismo orden, o en el orden inverso en el que

fueron presentados (dependiendo de la modalidad escogida). A medida que el sujeto va completando correctamente las secuencias, el número de dígitos que componen la secuencia se van incrementando, hasta un máximo de 9 dígitos. Cada nivel se compone de un número determinado de series (a definir por el usuario), y cada serie por 3 intentos. El sujeto debe responder correctamente en 2 de los 3 intentos de una serie para continuar, de lo contrario la prueba finaliza.

2.3.3 Corsi Block-Tapping Test

En el test de Corsi aparecen en pantalla 9 cuadrados en una posición aleatoria (Figura 1.f). Estos se van iluminando y el sujeto debe de reproducir la secuencia clicando sobre los cuadrados en el mismo orden (o en orden inverso) en el que se iluminaron. Al igual que en "Digit Span Test", el número de elementos de cada secuencia se va incrementando hasta un máximo de 9, y cuenta con la estructura de series e intentos anteriormente descrita.

3 ESTUDIO PRELIMINAR

Con el objetivo de probar la utilidad de ITACA en un estudio preliminar, se diseñó un protocolo de entrenamiento en el que tomaron parte dos sujetos jóvenes (25 y 27 años, varones). El estudio se compuso de 1 sesión de evaluación cognitiva y 6 sesiones de entrenamiento. La duración de cada sesión fue de 1 hora. El objetivo del entrenamiento fue potenciar la actividad theta en la región frontal-medial ($fm-\theta$) ya que su incremento se ha relacionado con el desarrollo de tareas que implican a la memoria de trabajo [14]. Además, la posibilidad de regular voluntariamente $fm-\theta$ ya ha sido probada en estudios previos [14]. Puesto que el pico de actividad $fm-\theta$ ha

mostrado tener una elevada variabilidad inter sujeto, la definición de la banda de entrenamiento se realizó de manera individualizada para cada sujeto [14].

Para el registro del EEG, tanto en las sesiones de evaluación como en las de entrenamiento, se empleó un amplificador g.USBamp (Guger Technologies OG, Graz, Austria) con 16 electrodos activos (F7, F3, Fz, F4, F8, FCz, C3, Cz, C4, CPz, P3, Pz, P4, PO7, POz, PO8), situados en un gorro elástico según el estándar 10-10. Para la tierra se empleó el canal AFz y una referencia común se situó en el lóbulo de la oreja derecha. La señal se adquirió a una frecuencia de muestreo de 256 Hz.

3.1 SESIÓN DE EVALUACIÓN

La sesión de evaluación se realizó el día anterior al inicio del entrenamiento. En esta sesión se realizó un registro de la actividad cerebral en reposo de los sujetos durante 3 minutos, un bloque de “2-Back” (modo visuoespacial; 200 elementos de los cuales 60 fueron *target*), un bloque de “Digit Span Test” (modo directo; secuencia inicial de 4 dígitos), y un bloque de “Corsi Block-Tapping Test” (modo directo; secuencia inicial de 4 iluminaciones). Las épocas de EEG correspondientes a *targets* correctamente respondidos en “2-back” se emplearon para calcular la perturbación espectral relacionada con la presentación del *target* en el canal Fz. Esto se llevó a cabo mediante una transformación *Wavelet* continua empleando *wavelets* de Morlet complejas, y permitió extraer el pico $fm-\theta$ como el máximo local en el rango 4 – 8 Hz y en el periodo 0 – 500 ms desde la presentación del *target*. A partir del pico $fm-\theta$ se determinó los límites de la banda de entrenamiento de cada sujeto como ($fm-\theta - 1$, $fm-\theta + 1$)[15].

3.2 SESIONES DE ENTRENAMIENTO

Cada sesión de entrenamiento se compuso de un registro del EEG en estado de reposo de 2 minutos de duración, 6 bloques de entrenamiento y otros 2

minutos de reposo. Cada bloque a su vez constó de 5 intentos con una duración máxima de 45 s en los casos de “Jedi Cube” y “Luke’s Spaceship”. Se definió un protocolo de entrenamiento progresivo, entrenando principalmente con “Jedi Cube” en las primeras sesiones, y “Luke’s Spaceship” y “Neuro Runner” en las últimas. La realimentación se obtuvo a partir del cálculo en tiempo real de la potencia $fm-\theta$ en la banda calculada para cada sujeto en Fz cada 250 ms. Además, se inhibieron las bandas 0.5 – 3.5 Hz y 35 – 40 Hz para evitar la interferencia de pestañeos y de ruido muscular, respectivamente.

3.3 ANÁLISIS DE CAMBIOS EN EL EEG

Los posibles cambios del EEG inducidos por el entrenamiento de NF se abordaron desde dos puntos de vista. Por un lado, se comparó la densidad espectral de potencia (PSD) del EEG de los sujetos durante los bloques de entrenamiento correspondientes a la primera y a la última sesión mediante el método de periodogramas de Welch [16]. Por otro lado, se calculó el cambio de la potencia de la banda individualizada $fm-\theta$ en Fz en cada sesión con respecto al periodo de 2 minutos en estado de reposo previo al inicio de la sesión. Para ello, se calculó y promedió la potencia de los distintos bloques de entrenamiento. Para llevar a cabo ambos análisis, el EEG fue dividido en épocas no solapadas de 4 s y se realizó tanto una inspección visual, como un proceso automático de detección de artefactos, con el fin de asegurar que las épocas empleadas en el análisis se encontraban libres de artefactos.

4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El análisis de los cambios en la PSD muestra un incremento apreciable de la actividad de la banda $fm-\theta$ del Sujeto 1 en Fz en la sesión 6, si se compara con la de la primera sesión (Figura 2). En el caso del Sujeto 2, este incremento no se observa en los límites de la banda en la que fue entrenado, sino que se encuentra

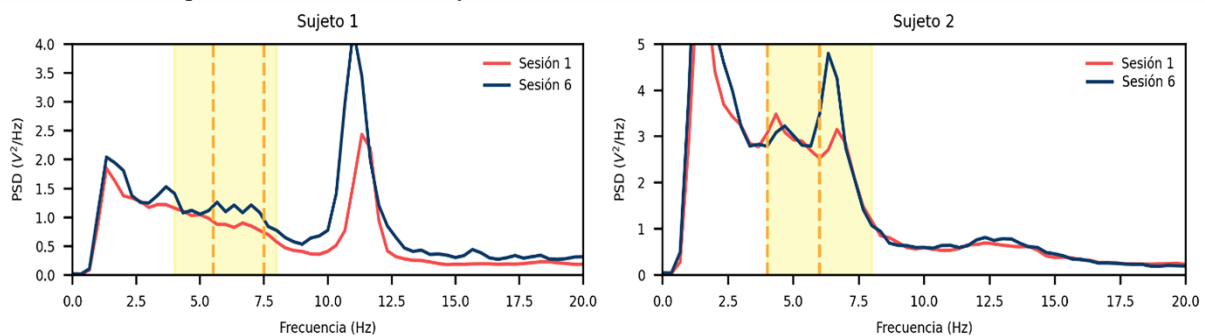


Figura 2. Comparación PSD durante el entrenamiento en las sesiones 1 y 6 para los sujetos de estudio. En sombreado amarillo la banda theta (4 – 8 Hz). En línea de puntos la banda entrenada.

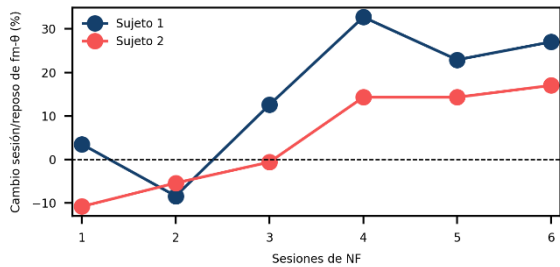


Figura 3. Cambio en la potencia fm- θ a lo largo de las sesiones.

desplazado, dentro de la banda theta (6.5 Hz). Esto podría sugerir que la elección de la banda de entrenamiento del Sujeto 2 no se ajustó correctamente a su actividad fm- θ . A pesar de ello, el entrenamiento resultó efectivo, ya que ambos sujetos vieron incrementada la potencia de la banda theta en el canal Fz al final del entrenamiento.

Por otro lado, el análisis del cambio en porcentaje de la actividad fm- θ durante las sesiones con respecto a su valor en el periodo de reposo muestra una clara tendencia ascendente (Figura 3.), lo cual se corresponde con una mayor sensación de control sobre las aplicaciones reportada por los propios sujetos. Estos resultados son similares a los reportados por otros estudios en los que se entrenó fm- θ [13,14]. En ellos, las sesiones 1, 2 y 3 se conciben como un periodo en el que el sujeto se familiariza con el NF y comienza a desarrollar su propia estrategia mental para cumplir los objetivos de las tareas de entrenamiento, mientras que las sesiones a partir de la cuarta comienzan a reflejar la habilidad del usuario para regular de manera voluntaria su actividad fm- θ .

La similitud de los resultados obtenidos con los de estudios previos sugiere la utilidad de ITACA para el desarrollo de entrenamientos de NF, al menos en el entorno de la investigación. El diseño de las aplicaciones de entrenamiento, concebidas para facilitar un entrenamiento progresivo, ha probado su eficacia puesto que ambos sujetos mostraron una clara mejora en su habilidad para aumentar la amplitud de fm- θ en las últimas 3 sesiones.

Con respecto a cada una de las aplicaciones, “Jedi Cube” demostró que, a pesar de ser difícil de controlar en la primera sesión, resultó de utilidad a la hora de establecer un primer contacto con el NF, ya que permitió a los sujetos crear sus propias estrategias mentales de cara a las siguientes sesiones. “Luke’s Spaceship” permitió incrementar la dificultad del entrenamiento. Conforme avanzaron las sesiones, se pidió a los sujetos que alcanzaran incrementos de su actividad fm- θ cada vez mayores. Este incremento gradual de la dificultad sirvió para mantener motivados a los sujetos. Por último, “Neuro Runner” fue la aplicación mejor valorada debido a su factor

competitivo. Al igual que con “Luke’s Spaceship”, la dificultad de “Neuro Runner” también se incrementó de manera gradual, de manera que el objetivo de la aplicación fuera alcanzable, pero requiriese de un esfuerzo constante.

Por otro lado, se ha demostrado la ventaja de contar con una serie de aplicaciones de evaluación cognitiva integradas en un mismo entorno. Estas, además de permitir extraer información relevante sobre el estado cognitivo de los sujetos, facilita el análisis de su actividad cerebral durante tareas que requieren un elevado esfuerzo cognitivo. Gracias a la sincronización de los eventos de la tarea y el registro simultáneo del EEG, se pudo calcular el pico fm- θ de los sujetos durante el “2-back”.

Sin embargo, nuestro trabajo no se encuentra exento de limitaciones. Por un lado, el tamaño muestral de la población empleada en el estudio preliminar para probar la validez de ITACA en estudios de NF es reducido, por lo que sería necesario ampliar el número de sujetos estudiados en trabajos futuros. Por otro lado, aún es necesario ampliar las funcionalidades del sistema presentado para mejorar sus prestaciones en un futuro. Algunas de las funcionalidades que se plantea incluir son una herramienta para la gestión de sujetos de estudio que permita diseñar estudios doblemente ciegos (para el uso de sujetos placebo sin que el investigador tenga constancia de quiénes son), métodos de detección y rechazo *online* de artefactos oculares más efectivos [17], o aplicaciones de entrenamiento que incluyan realidad virtual.

5 CONCLUSIONES

En esta comunicación se ha presentado ITACA, un nuevo sistema para el desarrollo de entrenamientos de NF. Este sistema es versátil, práctico y fácilmente configurable, de manera que puede ser utilizado tanto en el ámbito de investigación de NF como en el ámbito clínico. La inclusión de las aplicaciones de evaluación cognitiva facilita el proceso de análisis de los resultados de los entrenamientos llevados a cabo. La utilidad de nuestro sistema se probó con un estudio preliminar en el que, tras 6 sesiones de entrenamiento, los sujetos estudiados mostraron un incremento de su actividad theta y un progreso en su habilidad para controlar voluntariamente las aplicaciones de entrenamiento. Se plantea que en un futuro la distribución de ITACA sea bajo licencia *open-source* para contribuir al desarrollo del campo de NF.

Agradecimientos

Este estudio ha sido financiado por los proyectos PID2020-115468RB-I00, RTC2019-007350-1 y PDC2021-120775-I00 del Ministerio de Ciencia e Innovación/Agencia Estatal de Investigación/10.13039/501100011033/ y FEDER, y por ‘Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN)’ a través de ‘Instituto de Salud Carlos III’ cofinanciado por FEDER. Diego Marcos-Martínez, Eduardo Santamaría-Vázquez y Sergio Pérez-Velasco son beneficiarios de una ayuda PIF de la Consejería de Educación de la Junta de Castilla y León.

Referencias

- [1] Wolpaw .J and E. W. Wolpaw, *Brain-Computer Interfaces: Principles and Practice*. Oxford University Press, 2012.
- [2] R. Sitaram *et al.*, “Closed-loop brain training: The science of neurofeedback,” *Nat. Rev. Neurosci.*, vol. 18, no. 2, pp. 86–100, 2017, doi: 10.1038/nrn.2016.164.
- [3] M. B. Serman, “Biofeedback in the treatment of epilepsy,” *Cleve. Clin. J. Med.*, vol. 77, no. SUPPL. 3, 2010, doi: 10.3949/ccjm.77.s3.11.
- [4] M. A. Cervera *et al.*, “Brain-computer interfaces for post-stroke motor rehabilitation: a meta-analysis,” *Ann. Clin. Transl. Neurol.*, vol. 5, no. 5, pp. 651–663, 2018, doi: 10.1002/acn3.544.
- [5] R. J. Huster, Z. N. Mokom, S. Enriquez-Geppert, and C. S. Herrmann, “Brain-computer interfaces for EEG neurofeedback: Peculiarities and solutions,” *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 91, no. 1, pp. 36–45, 2014, doi: 10.1016/j.ijpsycho.2013.08.011.
- [6] G. Schalk, D. J. Mcfarland, T. Hinterberger, N. Birbaumer, J. R. Wolpaw, and A. B. I. B. C. I. Technology, “BCI2000 : A General-Purpose Brain-Computer Interface (BCI) System,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 6, pp. 1034–1043, 2004.
- [7] C. Arrouët, M. Congedo, J. Marvie, and F. Lamarche, “Open-ViBE: A Three Dimensional Platform for Real-Time Neuroscience,” *J. Neurother.*, vol. 9, no. 1, 2005, doi: 10.1300/J184v09n01.
- [8] C. A. Kothe and S. Makeig, “BCILAB: A platform for brain-computer interface development,” *J. Neural Eng.*, vol. 10, no. 5, 2013, doi: 10.1088/1741-2560/10/5/056014.
- [9] A. Roc *et al.*, “A review of user training methods in brain computer interfaces based on mental tasks,” *J. Neural Eng.*, vol. 18, no. 1, 2021, doi: 10.1088/1741-2552/abca17.
- [10] K. B. Casaletto and R. K. Heaton, “Neuropsychological Assessment: Past and Future,” *J. Int. Neuropsychol Soc.*, vol. 23, no. 9, pp. 778–790, 2017, doi: 10.1017/S1355617717001060.
- [11] O. Alkoby, A. Abu-Rmileh, O. Shriki, and D. Todder, “Can We Predict Who Will Respond to Neurofeedback? A Review of the Inefficacy Problem and Existing Predictors for Successful EEG Neurofeedback Learning,” *Neuroscience*, vol. 378, pp. 155–164, 2018, doi: 10.1016/j.neuroscience.2016.12.050.
- [12] E. Santamaría-Vázquez, V. Martínez-Cagigal, and R. Hornero, “MEDUSA: una nueva herramienta para el desarrollo de sistemas Brain-Computer Interface basada en Python,” *Cogn. Area Networks*, vol. 5, no. 1, pp. 87–92, 2018.
- [13] A. Baddeley, “Working memory: Looking back and looking forward,” *Nat. Rev. Neurosci.*, vol. 4, no. 10, pp. 829–839, 2003, doi: 10.1038/nrn1201.
- [14] S. Enriquez-Geppert, R. J. Huster, R. Scharfenort, Z. N. Mokom, J. Zimmermann, and C. S. Herrmann, “Modulation of frontal-midline theta by neurofeedback,” *Biol. Psychol.*, vol. 95, no. 1, pp. 59–69, 2014, doi: 10.1016/j.biopsycho.2013.02.019.
- [15] K. C. J. Eschmann, R. Bader, and A. Mecklinger, “Improving episodic memory: Frontal-midline theta neurofeedback training increases source memory performance,” *Neuroimage*, vol. 222, no. August 2019, p. 117219, 2020, doi: 10.1016/j.neuroimage.2020.117219.
- [16] P. D. Welch, “The Use of Fast Fourier Transform for the Estimation of Power Spectra,” *IEEE Trans. audio Electroacoust.*, no. 2, pp. 70–73, 1976.
- [17] R. J. Kobler, A. I. Sburlea, C. Lopes-Dias, A. Schwarz, M. Hirata, and G. R. Müller-Putz, “Corneo-retinal-dipole and eyelid-related eye artifacts can be corrected offline and online in electroencephalographic and magnetoencephalographic signals,” *Neuroimage*, vol. 218, no. January, p. 117000, 2020, doi: 10.1016/j.neuroimage.2020.117000.

