

Conecta 4: un Videjuego Multijugador para Sistemas Brain-Computer Interface basados en c-VEPs

Selene Moreno-Calderón^a, Víctor Martínez-Cagigal^{a,b}, Eduardo Santamaría-Vázquez^{a,b}, Sergio Pérez-Velasco^a, Diego Marcos-Martínez^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).
(selene.moreno@gib.tel.uva.es).

Resumen

En los últimos años, la combinación de sistemas brain-computer interface (BCI) y videojuegos se ha vuelto cada vez más popular. A pesar de ello, hasta donde tenemos conocimiento, no existen muchos videojuegos BCI que permitan un control multijugador procesando varias señales al mismo tiempo y, por otro lado, ninguno de ellos utiliza potenciales evocados visuales modulados mediante código(c-VEPs) como señal de control. El objetivo de este trabajo es diseñar, desarrollar y evaluar un videojuego multijugador controlado por un sistema BCI en tiempo real procesando 2 electroencefalogramas (EEGs) a la vez. Para detectar la intención del usuario, se codificó cada comando con versiones retardadas de un código binario pseudoaleatorio, siguiendo el paradigma de c-VEP basado en desplazamiento circular. La aplicación ha sido evaluada por 4 sujetos de control, alcanzando una precisión media de $95,11\% \pm 2,65\%$ ($12,59 \text{ bpm} \pm 0,89 \text{ bpm}$). Estos resultados sugieren un buen funcionamiento del videojuego desarrollado, así como el uso prometedor de c-VEPs para proporcionar sistemas BCI fiables y que puedan funcionar en tiempo real.

Palabras clave: sistemas *brain-computer interface* (BCI), potenciales evocados visuales modulados mediante código (c-VEPs), electroencefalograma (EEG), videojuegos, multijugador.

1 INTRODUCCIÓN

Un sistema *brain-computer interface* (BCI) se define como un sistema de comunicación que permite al usuario interactuar con el medio sin la participación de músculos o nervios periféricos [18]. Su principal objetivo es poder interpretar las intenciones del usuario a partir de la monitorización de su actividad cerebral. Aunque existen diversas técnicas para registrar dicha actividad, habitualmente se hace uso del electroencefalograma (EEG), al ser un método no invasivo, portable y de bajo coste. Este

procedimiento se lleva a cabo colocando un conjunto de electrodos sobre el cuero cabelludo [18].

En la actualidad, se estima que un 40% de la población mundial juega a videojuegos, lo que equivale a más de 3,1 mil millones de consumidores de videojuegos en todo el mundo [3]. A día de hoy, la aplicación de la tecnología BCI a la interacción con videojuegos se ha extendido cada vez más en la literatura científica [11]. A pesar de la complejidad que supone procesar 2 o más señales EEG al mismo tiempo, existen estudios previos sobre videojuegos multijugador con sistemas BCI basados en potenciales evocados P300 [15], potenciales evocados visuales en estado estacionario (SSVEP) [5], ritmos sensoriomotores (SMR) [8] y *neurofeedback* [17].

Un ejemplo de videojuego multijugador, que se puede trasladar a sistemas BCI, es el famoso juego “Conecta 4”, donde dos usuarios compiten para ganar. Distintas versiones del juego “Conecta 4” se han llevado a cabo en los estudios de Maby *et al.* [10] y Holz *et al.* [7] utilizando P300 y SMR, respectivamente. Sin embargo, una de las limitaciones de estos estudios es la necesidad de calibrar el sistema durante 25-30 minutos (para P300) [13], o incluso más de 4 horas (para SMR) [18]. Además, la precisión es limitada y la velocidad de selección es inferior respecto a otro tipo de señales de control, como pueden ser los potenciales evocados visuales modulados mediante código (c-VEPs) [13].

El uso de c-VEPs presenta un gran potencial debido a su capacidad para alcanzar precisiones superiores con tiempos de calibración muy reducidos (e.g., >90% con 30s) [1]. Además, tras realizar un análisis del estado del arte de los videojuegos BCI para uno o más usuarios, no se ha encontrado ningún videojuego BCI en la literatura científica basado en este tipo de señal. Por ello, este trabajo presenta la aplicación “Conecta 4” basada en c-VEPs para explorar el potencial y rendimiento de esta señal comparada con otras encontradas en la literatura. En esta aplicación, los usuarios deben atender a la posición del tablero donde desean colocar una ficha, mientras cada una de

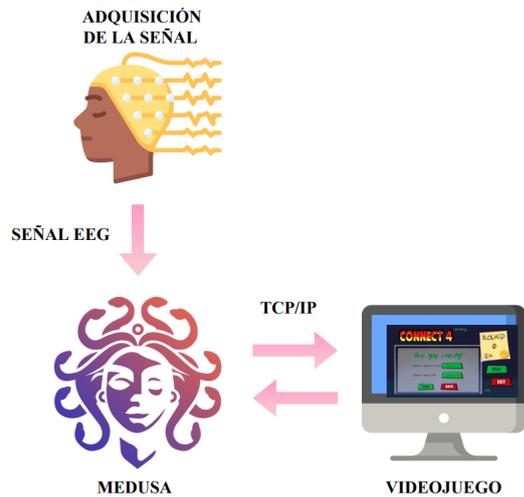


Figura 1. Arquitectura de la aplicación.

las columnas se ilumina siguiendo una versión desfasada de una secuencia pseudo-aleatoria.

El objetivo de este trabajo consiste en presentar el diseño, desarrollo y evaluación de un videojuego multijugador utilizando c-VEPs. La aplicación ha sido evaluada por 4 sujetos sanos durante una única sesión, donde realizaron tareas guiadas, tareas libres y tareas multijugador competitivas. Finalmente, se realizó una evaluación de la usabilidad de la aplicación mediante cuestionarios de satisfacción.

2 SUJETOS Y METODOLOGÍA

2.1 SUJETOS

Cuatro sujetos sanos (26,00 años \pm 2,60 años) participaron en los experimentos. Todos los sujetos dieron su consentimiento para participar y se les informó previamente de la finalidad del estudio.

2.2 FUNCIONAMIENTO Y ARQUITECTURA DEL VIDEOJUEGO BCI

La aplicación consiste en una versión del famoso juego “Conecta 4” en la que el objetivo es alinear cuatro monedas del mismo color en horizontal, vertical o diagonal en un tablero de 6x7 celdas. Los dos jugadores colocan las monedas de forma alterna, en una de las siete columnas del tablero.

Para determinar en qué columna debe caer la moneda en cada momento, se hace uso de un paradigma de estimulación basado en c-VEPs. Los usuarios deben atender a la posición del tablero donde quieren colocar una moneda, mientras cada una de las columnas se ilumina siguiendo una versión desfasada de una secuencia pseudo-aleatoria [13]. La atención del usuario a dicho estímulo visual genera una

respuesta cerebral específica que se refleja en el EEG, permitiendo diferenciar la posición en la que el usuario quiere colocar la ficha mediante un procesamiento de señal basado en el paradigma de desplazamiento circular [13].

Tal y como muestra la Figura 1, la aplicación está formada por 3 etapas principales: (1) la adquisición del EEG; (2) el procesamiento de la señal mediante MEDUSA [16], una plataforma de desarrollo de sistemas BCI (www.medusabci.com, Grupo de Ingeniería Biomédica, Universidad de Valladolid); y (3) el videojuego desarrollado en Unity, el motor de videojuegos para implementar el funcionamiento e interfaz gráfica del “Conecta 4”. La comunicación entre MEDUSA y Unity se realizó mediante una arquitectura cliente-servidor TCP/IP asíncrona.

2.2.1 Adquisición de la señal

La señal EEG se registró mediante el equipo g.Nautilus Pro (g.Tec, Guger Technologies, Austria), con una frecuencia de muestreo de 250 Hz. Esta señal se transmitía mediante Bluetooth al ordenador que ejecutaba la instancia del videojuego. Se colocaron 8 electrodos en el cuero cabelludo en las posiciones Fz, Cz, Pz, P3, P4, PO7, PO8, Oz, con referencia el lóbulo de la oreja derecha (A2) y tierra sobre AFz.

2.2.2 Secuencias y codificación de comandos

La secuencia empleada para modular las iluminaciones de los comandos del tablero se corresponde con una secuencia de máxima longitud (m -secuencia) de $N=63$ bits. Esta se ha generado a través de un LFSR (*linear feedback shift register*) utilizando un polinomio x^6+x^5+1 y estado inicial 110000 [6]. Su función de autocorrelación es perfecta; siendo 1 para retardos $\theta=0$ y $-1/N$ para el resto [13]. Puesto que la frecuencia de actualización de la pantalla es de 120 Hz, la duración de un ciclo completo de la secuencia corresponde a 525 ms. (i.e., $63/120$).

La matriz de selección está formada por 7 comandos, puesto que cada uno controla cada una de las columnas donde se puede colocar una ficha. Los retardos se establecieron en múltiplos de 9 muestras con la finalidad de espaciar lo máximo posible los retardos en la m -secuencia de 63 bits, facilitando su decodificación posterior.

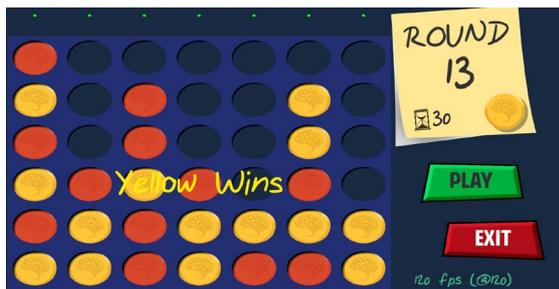


Figura 2. Interfaz del videojuego tras ganar el jugador amarillo.

2.2.3 Etapa de procesado

El primer paso en la etapa de procesado consiste en realizar el preprocesado de la señal EEG para eliminar los artefactos, además de las bandas frecuenciales innecesarias para la detección de los c-VEPs. El preprocesado que se aplicó consistió en un filtro paso banda IIR tipo Butterworth de orden 7 con frecuencias de corte entre 1-30 Hz.

Para el procesado de la señal obtenida se ha empleado el método de procesado estándar para c-VEPs basados en desplazamiento circular (i.e., circular shifting) [13]. Es decir, se ha aplicado un análisis de correlación canónica (CCA, *canonical correlation analysis*) para generar plantillas c-VEP para cada comando [13], que representan la respuesta c-VEP del usuario ante los distintos comandos. En esta etapa, se distinguen dos fases: entrenamiento y test. En entrenamiento se registra la señal cuando el usuario mira al comando codificado con la secuencia original (i.e., sin retardo), durante 10 *trials* y 10 ciclos. Con esto, se calcula la plantilla principal con CCA (actúa como un filtro espacial), así como las plantillas para el resto de los comandos retardándolas con el retardo apropiado mediante el desplazamiento circular de la plantilla principal [13].

Posteriormente, en la etapa de test se proyecta la señal con el CCA entrenado con los pesos del filtro espacial entrenado y se calcula la correlación de la proyección con todas las plantillas. El comando seleccionado por el usuario será el que corresponda al retardo cuya plantilla muestre un coeficiente de correlación de Pearson más alto [13].

2.2.4 Aplicación

La etapa de aplicación es la encargada de la interpretación del comando seleccionado y proporcionar *feedback* al sujeto en tiempo real. En la Figura 2, se muestra una captura de pantalla de la interfaz gráfica del videojuego.

2.3 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Para evaluar la usabilidad de la aplicación se realizó una validación del sistema con 4 sujetos, realizando un análisis mixto: cuantitativo, midiendo la precisión y la velocidad (*ITR*, *Information Transfer Rate*) del sistema; y cualitativo, mediante cuestionarios de satisfacción. Para el análisis cuantitativo, se llevó a cabo una serie de tareas durante una sesión de 45 minutos.

- Entrenamiento: se pidió al sujeto que mirase fijamente la primera celda de la primera fila y columna. Se registraron 10 *trials* con 10 ciclos, lo que equivale a 100 ciclos en total (52,50 segundos). Posteriormente, se entrenó un modelo de clasificación en MEDUSA, determinando así cuales son los patrones c-VEPs del usuario y permitiendo identificar dónde mira en cada momento.

- Tareas guiadas: el sujeto debía poner su atención en la celda donde quisiera posicionar la moneda correspondiente, en función a los modelos planteados en una plantilla que mostraba la disposición final del tablero, es decir, el objetivo. Se realizaron 4 tareas donde se debían realizar 15, 17, 21 y 24 selecciones, respectivamente.

- Tareas libres: consistían en tres tareas, donde en cada una el usuario tenía libertad para depositar la moneda; no se le imponía un mínimo o máximo de selecciones y no tenía una configuración del tablero que conseguir. Tanto en tareas guiadas como en libres, el mismo usuario controlaba las monedas rojas y amarillas.

- Modo multijugador: se realizaron tres partidas en las que dos usuarios competían para ganar. Para ello, se registraron las dos señales EEG de manera paralela, cada una con un procesado propio.

Tras la realización de todas las tareas se les proporcionó un cuestionario SUS (*System Usability Scale*), el cual ofrecía una visión general sobre la usabilidad de la aplicación, realizando 10 preguntas positivas y negativas acerca de esta. El cuestionario se puntuaba según la escala de Likert de 1 a 5 puntos [9]. La última pregunta estaba enfocada a anotar sugerencias de mejora de la aplicación.

Tabla 1. Resultados de la evaluación para todos los sujetos.

Usuario	Tareas guiadas	Tareas libres	Multijugador	Total
U1	92,40%	100,00%	85,11%	92,50% ± 6,07%
U2	100,00%	100,00%	95,29%	98,43% ± 2,22%
U3	98,80%	100,00%	78,70%	92,50% ± 9,77%
U4	100,00%	100,00%	91,06%	97,02% ± 4,21%
Media + DS	97,80% ± 3,15%	100,00% ± 0,00%	87,54% ± 6,25%	95,11% ± 2,65%
ITR+DS	13,63 bpm ± 1,26 bpm	14,73 bpm ± 0,00 bpm	10,19 bpm ± 1,78bpm	12,59 bpm ± 0,89 bpm

DS: desviación estándar, ITR: tasa de información por minuto media (Information Transfer Rate)

3 RESULTADOS

En la Tabla 1 se encuentran desglosados los resultados de la precisión y la ITR de cada sujeto para cada tipo de tarea, así como para la suma de todas ellas. Se observa que todos los sujetos han alcanzado una precisión media superior al 85,00%, salvo un sujeto en el modo Multijugador que obtuvo 78,70% de precisión. El número total de selecciones para todos los usuarios fue de 503 comandos. La precisión media fue de 95,11% ± 2,65%, alcanzando una velocidad de selección de 12,59 bpm ± 0,89 bpm.

Por otro lado, el cuestionario de usabilidad realizado por los sujetos sobre la aplicación indica un alto valor de satisfacción (Coeficiente SUS de 86,87 sobre 100). De acuerdo con los resultados obtenidos mediante el cuestionario, la aplicación desarrollada es intuitiva, fácil de usar y responde con velocidad y fluidez. Se indicaron algunas sugerencias de mejora como aumentar el espaciado entre iluminaciones y dar más tiempo para pensar.

4 DISCUSIÓN

La aplicación obtuvo resultados preliminares con alta precisión e ITR: la precisión media obtenida fue de 95,11% ± 2,65% y la velocidad de selección de comandos (ITR) de 12,59 bpm ± 0,89 bpm. Estos datos reafirman los c-VEPs como señales de control óptimas para el desarrollo de sistemas BCI, aunque se requiere relevancia estadística para arrojar conclusiones.

Como se puede apreciar en la Tabla 1, se ha alcanzado un porcentaje de precisión elevado en todas las tareas (>78%), verificando así su correcto funcionamiento, ya que se considera que un sistema BCI se puede controlar cuando el usuario logra más de un 70% de precisión [12]. Describiendo los resultados obtenidos en el análisis cuantitativo, el sujeto U2 alcanzó la máxima precisión. Cabe resaltar

que el rango de aciertos del modo multijugador es levemente inferior al de las otras tareas, esto podría deberse al propio cansancio del usuario o a la tensión que genera la competitividad contra otro jugador. En cuanto al tipo de tarea, la ausencia de errores para las tareas libres podría estar justificado por ser un número de selecciones menor, por lo tanto, un menor tiempo de concentración. Otra posible razón podría ser la libertad de selección de los comandos, pues el tener cierta autonomía puede ayudar a mantener la concentración sin tener que pensar en posibles errores según la plantilla dada. Por otro lado, la ITR de 12,59 bpm ± 0,89 bpm puede parecer baja con respecto a otras aplicaciones c-VEP [13]. Esto se debe a que solamente se controlan 7 comandos y dicho número de comandos se refleja directamente en el cálculo de la ITR, que se ve aumentada drásticamente cuando este número se incrementa. Por esa razón, el tiempo de selección de comandos puede ser una métrica más relevante para caracterizar la velocidad del sistema, que en este caso ha sido de 5,25 segundos por comando. Este tiempo de selección podría reducir la posible aparición de fatiga respecto al tiempo necesario para P300 que suele ser aproximadamente 21-32 segundos (para una matriz de 6x6 utilizando 10 ó 15 secuencias) [12].

En cuanto al análisis cualitativo, el cuestionario de satisfacción que cumplieron los distintos sujetos refleja que la aplicación desarrollada es intuitiva, fácil de usar y responde con velocidad y fluidez. También se indicó que utilizarían esta aplicación con frecuencia. En conclusión, los resultados ponen de manifiesto el buen funcionamiento de la aplicación desarrollada y refleja, a partir de los resultados, la utilidad de esta señal de control para proporcionar sistemas BCI fiables y robustos.

En el campo de los videojuegos y los sistemas BCI, la investigación ha demostrado que la práctica racional de los mismos proporciona un beneficio en la vida del usuario, al adquirir nuevos conocimientos y experiencia; asimismo, mejora las habilidades

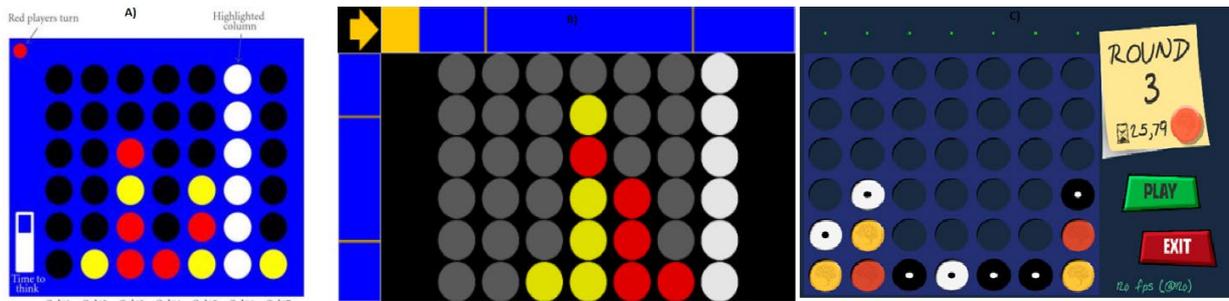


Figura 3. Interfaces gráficas de los distintos “Conecta 4” basados en sistemas BCI. (a) Videojuego BCI desarrollado por Maby *et al.* [10], (b) versión “Conecta 4” implementado por Holz *et al.* [7] (c) interfaz gráfica del videojuego propuesto.

cognitivas debido a ciertos procesos del propio videojuego, como podrían ser la resolución de problemas, el recuerdo y las sesiones de entrenamiento [4]. Los estudios previos sobre videojuegos multijugador basados en sistemas BCI se centran en señales de control P300 [15], ritmos sensoriomotores (SMR) [8] o SSVEP [5]. No existe evidencia de videojuegos BCI basados en c-VEPs, aunque permiten alcanzar precisiones muy elevadas con tiempos de calibración reducidos [2]. Por tanto, el control de un videojuego del tipo “Conecta 4” mediante un sistema basado en c-VEPs no se ha realizado con anterioridad, aportando así una aplicación novedosa y relevante para la literatura científica actual.

Las aplicaciones con más similitudes con la desarrollada fueron las de Maby *et al.* [10] y Holz *et al.* [7] debido a que implementaron versiones del juego “Conecta 4” con otras señales de control. En Maby *et al.* [10], se presentó una versión BCI del juego “Conecta 4” utilizando potenciales evocados P300. La evaluación experimental se realizó con 2 sujetos de control, obteniendo una precisión media del 83,30% e ITR de 37,00 bpm. Los potenciales evocados P300 se han utilizado ampliamente en las aplicaciones BCI de comunicación y/o control puesto que permiten alcanzar precisiones altas con tiempos de selección moderados (e.g., >90%, 10-25 bpm) en calibraciones de 20-30 min [12]. Por otro lado, en Holz *et al.* [7] se desarrolló el videojuego “Connect 4” utilizando los SMR elicitados mediante imaginación motora de manos y pie. Se evaluó la aplicación en 4 usuarios con restricciones motoras severas. Se obtuvo una precisión media de 62,65 % con ITR media de 0,53 bpm. Al constar de varias sesiones la carga de trabajo fue moderada, aunque la frustración contribuyó a la fatiga de algunos sujetos. Por otro lado, la precisión de nuestro estudio (95,11 % \pm 2,65 %) fue superior frente al 83,30% en Maby *et al.* [10] y 62,25% en Holz *et al.* [7].

Otro parámetro a resaltar es el tiempo de calibración. Los c-VEPs no requieren un gran entrenamiento para calibrar el sistema BCI [13] (se emplearon 52,50 segundos en nuestro protocolo). Sin embargo, los sistemas basados en P300 requieren de una etapa de

entrenamiento previa que suele durar entre 20-30 minutos [12], tiempo que se incrementa para el caso de SMR pudiendo durar horas o días, e incluso hay personas que nunca llegan a generarlos de manera satisfactoria [18]. Los SMR son señales endógenas que se producen al imaginar o realizar movimientos con las extremidades. Asimismo, las precisiones obtenidas normalmente son bajas en comparación con otras señales de control (P300, SSVEP, c-VEP) [12]. Por estas razones, los SMR se emplean en sistemas BCI orientados a la neurorrehabilitación (e.g., rehabilitación de ictus), y no tanto en sistemas BCI orientados a comunicación o control, como sería este caso.

Por otro lado, los videojuegos tienen un gran potencial para su uso en sistemas BCI, puesto que tienen como finalidad entretener y motivar a los usuarios. La motivación juega un papel relevante en el éxito de la interacción BCI [14]. El número de sesiones se relaciona con la motivación y el estado del ánimo [14]. En nuestro estudio y en Maby *et al.* [10] los sujetos pudieron alcanzar una mayor precisión después de una sola sesión, mientras que en Holz *et al.* [7] ningún usuario pudo usar SMR después de una sola sesión, teniendo que realizar 9 sesiones. A pesar de ello, no pudieron alcanzar una precisión del 70%.

Cabe mencionar que gran parte de la investigación en el campo de BCI y videojuegos está centrada en los retos técnicos de estos sistemas, como por ejemplo el procesado en tiempo real o la precisión. Sin embargo, se presta poca atención a la aplicación final, a pesar de que estudios previos sugieren el efecto en el rendimiento del sistema [14]. Ejemplos de estos factores son desarrollar interfaces de usuario de uso más sencillas o usar paradigmas de control más acordes a las características de los usuarios finales. Por ello, se ha intentado que la aplicación desarrollada mostrase una interfaz de usuario mucho más dinámica que las aproximaciones de Maby *et al.* [10] y Holz *et al.* [7] como se puede apreciar en la Figura 3c. Tanto en el estudio de Maby *et al.* [10] (Figura 3a) como en Holz *et al.* [7] (Figura 3b), el parpadeo se realizó para la columna entera y no en el siguiente comando, dificultando así al usuario la

visualización del tablero. Además, en nuestra aplicación se implementó un punto dentro de la celda para evitar distracciones con las iluminaciones adyacentes, y así favorecer a la precisión de selección del comando. Esta técnica es empleada para minimizar el *cross-talking* propio de estímulos adyacentes, es decir, disminuir la presencia de artefacto que se introduce en la señal debido a la proximidad de los estímulos [2].

A pesar de los resultados satisfactorios y de la consecución exitosa del objetivo, este estudio no está exento de limitaciones. La aplicación se ha evaluado en 4 sujetos de control. Un mayor número de sujetos sería conveniente para llegar a resultados concluyentes. Por otro lado, aunque se ha demostrado la eficacia del videojuego BCI desarrollado con sujetos de control, creemos que es necesario evaluarlo también en personas con grave discapacidad motora, puesto que tradicionalmente han sido la aplicación objetivo de los sistemas BCI de comunicación y/o control. Otra posible mejora podría ser que el orden de las tareas fuese aleatorio para evitar, en la medida de lo posible, imparcialidad por efectos experimentales transitorios (curva de aprendizaje, cansancio del sujeto, etc.). Del mismo modo, en cuanto a aspectos técnicos, sería conveniente la aplicación de técnicas de “early stopping”. Este algoritmo detectaría de forma dinámica el número de ciclos necesarios para emitir una selección, con lo cual no será necesario esperar a que se muestren los 10 ciclos establecidos.

5 CONCLUSIÓN

Este estudio se ha centrado en diseñar, desarrollar y evaluar una versión del famoso juego multijugador “Conecta 4” para sistemas BCI basados en c-VEPs. La aplicación obtuvo resultados prometedores, alcanzando una precisión media de $95,11\% \pm 2,65\%$ con una ITR de $12,59 \text{ bpm} \pm 0,89 \text{ bpm}$, lo cual sugiere que los c-VEPs podrían ser señales de control óptimas para el desarrollo de sistemas BCI. Las precisiones son más altas que las que alcanzan otros estudios similares que no utilizan c-VEPs [10, 7].

Por otro lado, el cuestionario de satisfacción que cumplimentaron los distintos sujetos manifiesta que la aplicación desarrollada es intuitiva, fácil de usar y responde con velocidad y fluidez. También se indicó que utilizarían esta aplicación con frecuencia. En conclusión, los resultados ponen de manifiesto el buen funcionamiento de la aplicación desarrollada y refleja, a partir de los resultados, la utilidad de esta señal de control para proporcionar sistemas BCI fiables y que puedan funcionar en tiempo real.

English summary

CONNECT 4: A MULTIPLAYER VIDEOGAME FOR BRAIN-COMPUTER INTERFACE SYSTEMS BASED ON C-VEPS

Abstract

In recent years, the combination of brain-computer interface (BCI) systems and video games has become increasingly popular. However, to the best of our knowledge, there are not many BCI video games that allow multiplayer control by processing several signals at the same time. Moreover, none of them use code-modulated visual evoked potentials (c-VEPs) as control signal. The aim of this work was to design, develop and evaluate a multiplayer videogame controlled by a real-time BCI system that processes 2 electroencephalograms (EEGs) at the same time. To detect user's intention, each command was encoded with shifted versions of a pseudorandom binary code, following a traditional circular shifting c-VEP paradigm. The application has been evaluated by 4 control subjects, reaching an average accuracy of $95.11\% \pm 2.65\%$ ($12,59 \text{ bpm} \pm 0,89 \text{ bpm}$). These results suggest a suitable performance of the developed videogame as well as the promising use of c-VEPs to provide reliable and online BCI systems.

Keywords: brain-computer interface (BCI), code-modulated VEP (c-VEP), electroencephalographic signals (EEG), videogames, multi-player.

Referencias

- [1] Bin, G., Gao, X., Wang, Y., Hong, B., & Gao, S, (2009). “VEP-based brain-computer interfaces: time, frequency, and code modulation.” *IEEE Computational Intelligence Magazine*, 4(4), 22–26.
- [2] Bin, G., Gao X., Wang, Y., Li Y., (2011). “A high-speed BCI based on code modulation VEP.” *Journal of Neural Engineering*, 8.
- [3] DFC Intelligence, (2020). *Global Video Game Consumer Segmentation, Report*.
- [4] Granic, I., Lobel, A., Engels, R.C., (2014). “The benefits of playing video games.” *The American Psychologist*. 69 (1), 66-7.
- [5] Gürkök, Hayrettin; Nijholt, Anton; Poel, Mannes; Obbink, Michel, (2013). “Evaluating a multi-player brain-computer interface game:

- Challenge versus co-experience”. *Entertainment Computing*, 4(3), 195–203.
- [6] Holmes J.K. (2007). *Spread Spectrum Systems for GNSS and Wireless Communications*
- [7] Holz, E., Höhne, J., Staiger-Sälzer, P., Tangermann, M., y Kübler, A. (2013). “Brain–computer interface controlled gaming: Evaluation of usability by severely motor restricted end-users.” *Artificial Intelligence in Medicine*, 59(2), 111–120.
- [8] L. Bonnet, F. Lotte and A. Lécuyer, (2013) “Two Brains, One Game: Design and Evaluation of a Multiuser BCI Video Game Based on Motor Imagery,” *IEEE Transactions on Computational Intelligence and AI in Games*, vol. 5, no. 2, pp. 185-198.
- [9] Likert, Rensis (1932). “A Technique for the Measurement of Attitudes. *Archives of Psychology* 140: 1-55.
- [10] Maby, E., Perrin, M., Bertrand, O., Sanchez, G., y Mattout, J. (2012). “BCI Could Make Old Two-Player Games Even More Fun: A Proof of Concept with “Connect Four.”” *Advances in Human-Computer Interaction*, 1–8.
- [11] Marshall, D., Coyle, D., Wilson, S., Callaghan, M. (2013). “Games, Gameplay, and BCI: The State of the Art.” *IEEE Transactions on Computational Intelligence and AI in Games*, 5, 82–99
- [12] Martínez-Cagigal, V., Gómez-Pilar, J., Alvarez, D., & Hornero, R., (2016). “An asynchronous P300-based brain-computer interface web browser for severely disabled people.” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(8), 1332-1342.
- [13] Martínez-Cagigal V, Thielen J, Santamaría-Vázquez E, Pérez-Velasco S, Desain P, Hornero R., (2021) “Brain-computer interfaces based on code-modulated visual evoked potentials (c-VEP): a literature review.” *J Neural Eng.* Nov 26;18(6).
- [14] Nijboer, F., Birbaumer, N., & Kubler, A., (2010). “The Influence of Psychological State and Motivation on Brain–Computer Interface Performance in Patients with Amyotrophic Lateral Sclerosis – a Longitudinal Study.” *Frontiers in Neuroscience*. 4, 55.
- [15] Poli, R., Cinel, C., Matran-Fernandez, A., Sepulveda, F., & Stoica, A.M. (2013). “Towards cooperative brain-computer interfaces for space navigation.” *Proceedings of the 2013 international conference on Intelligent user interfaces*.
- [16] Santamaría-Vázquez, E., Martínez-Cagigal V., and Hornero R., (2018) “MEDUSA: Una Nueva Herramienta Para El Desarrollo de Sistemas Brain-Computer Interface Basada En Python.” *Cognitive Area Networks* 5 (1): 87–92.
- [17] Susnoschi Luca I, Putri FD, Ding H and Vuckovic A., (2021) “Brain Synchrony in Competition and Collaboration During Multiuser Neurofeedback-Based Gaming.” *Front. Neuroergon.* 2:749009.
- [18] Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., Heetderks, W. J., McFarland, D. J., Peckham, P. H., Schalk, G., Donchin, E., Quatrano, L. A., Robinson, C. J., & Vaughan, T. M., (2000). “Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting.” *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(2): 164-17