



**Centro de Investigación y de Estudios Avanzados
del Instituto Politécnico Nacional
Unidad Monterrey**

*Análisis del efecto de distintas modalidades de retroalimentación
en el desempeño de interfaces cerebro-computadora*

Tesis que presenta:

Irma Nayeli Angulo Sherman

para obtener el grado de Maestra en Ciencias en:

Ingeniería y Física Biomédicas

Director de tesis:

Dr. David Gutiérrez Ruiz

Apodaca, Nuevo León

Agosto, 2013

Agradecimientos

Al Dr. Gutiérrez, quien dirigió, supervisó y dió seguimiento a esta tesis. Gracias por su gran disposición para transmitir sus conocimientos, por las horas dedicadas a este trabajo y el apoyo proporcionado para procurar mi formación profesional.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por la ayuda económica otorgada durante la realización de este posgrado. Esta tesis también contó con el apoyo de CONACyT a través del proyecto de ciencia básica número 101374.

Al CINVESTAV por darme la oportunidad de realizar este posgrado y las atenciones brindadas durante estos dos años.

A mis compañeros del CINVESTAV, particularmente aquellos del laboratorio de procesamiento de señales biomédicas, por sus consejos profesionales, por el material que me facilitaron y por prestar oído a mis pensamientos vagos.

A mi familia y a Jorge por su cariño, por ser siempre un ejemplo a seguir y ayudarme a conseguir la inspiración necesaria para seguir adelante.

Índice

1. Introducción	1
1.1. Antecedentes	2
2. Hipótesis	5
3. Objetivos	6
3.1. Objetivo general	6
3.2. Objetivos particulares	6
4. Metodología	7
4.1. Aspectos teóricos	7
4.1.1. Preprocesamiento	11
4.1.2. Selección de características	11
4.1.3. Clasificación	12
4.2. Evaluación del desempeño de la BCI	13
5. Desarrollo experimental	17
5.1. Implementación de los paradigmas de control	18
5.1.1. Retroalimentación positiva	18
5.1.2. Retroalimentación negativa	19

5.2. Experimentos	21
5.2.1. Análisis para la selección de parámetros personalizados	21
5.2.2. Entrenamiento de la BCI y análisis estadístico	24
6. Resultados	26
6.1. Frecuencias y filtros espaciales personalizados	26
6.2. Pruebas estadísticas	27
6.2.1. Voluntario 1	28
6.2.2. Voluntario 2	30
6.2.3. Voluntario 3	31
6.2.4. Voluntario 4	32
6.2.5. Voluntario 5	34
6.2.6. Voluntario 6	35
6.3. Selección de modalidad de retroalimentación	36
6.4. Valoración final de los voluntarios	38
7. Conclusiones y trabajo futuro	40
Apéndices	42
A. Coeficiente de determinación	42

B. ANOVA	43
C. Detalles sobre la implementación de la BCI	45
Referencias	48

Abreviaturas

ANOVA Analysis of variance

BCI Brain-computer interface

EEG Electroencefalografía

ERD Event-related desynchronization

ERP Event-related potential

FES Functional electrical stimulation

Resumen

Una interfaz cerebro-computadora (en Inglés, *brain-computer interface* o BCI) es un sistema que traduce las intenciones de un individuo en instrucciones para controlar algún dispositivo empleando únicamente sus señales cerebrales. La BCI puede proveer retroalimentación que le indica al usuario si el dispositivo controlado está realizando lo que desea. Igualmente, la retroalimentación le ayuda a entrenar la modulación de sus señales cerebrales para alcanzar un control óptimo.

En el presente trabajo se compara el desempeño de una BCI usando distintos tipos de retroalimentación, para lo cual se evalúa en varias sesiones el desempeño de una BCI empleando estimulación audible o vibrotáctil en modalidad positiva o negativa. La primera consiste en dar un estímulo cuando se hace una tarea correctamente y la segunda cuando se comete algún error. El desempeño de ambos esquemas se compara contra el alcanzado empleando retroalimentación visual. Para comparar la eficiencia entre las distintas modalidades de retroalimentación se realizaron pruebas de análisis de varianza (en Inglés, *analysis of variance* o ANOVA) para verificar si la eficiencia promedio de las modalidades fue significativamente diferente. Después, se realizaron comparaciones múltiples entre las eficiencias de las distintas modalidades para encontrar cuál de ellas brindó mejor desempeño. Los resultados indican que la mejor retroalimentación depende del sujeto, por lo que la modalidad de retroalimentación debería ser personalizada. Por ello, se propuso una estrategia de selección de modalidad que consiste en hacer pruebas ANOVA a cada sesión para determinar el momento en que se presenten cambios estadísticamente significativos en la eficiencia y asociarlo al aprendizaje. Adicionalmente, se realizan comparaciones múltiples de la eficiencia entre sesiones de una misma modalidad para encontrar cuáles sesiones tienen una eficiencia promedio significativamente distinta y determinar si realmente hay aprendizaje. Los resultados usando la estrategia anterior mostraron que para la cuarta sesión se puede conocer si alguna modalidad de retroalimentación favorece al aprendizaje del usuario, por lo cual se sugiere que cuatro sea el número máximo de sesiones a efectuar para evaluar una modalidad de retroalimentación.

Abstract

A brain-computer interface (BCI) is a system that translates a person's intentions into commands for controlling a device by only using measurements of the brain's signals. Also, the BCI can provide feedback to tell the person if the controlled device is actually doing what he/she wants, and it helps to train the brain signals' modulation so that an optimal control is reached.

In this work, a comparison of the performance is made for the case when different kinds of feedback are used. Hence, the performance of BCIs that provides either auditory or vibrotactile feedback in positive or negative modality is evaluated within various sessions. The positive feedback consists in providing a stimulus when the person does a task correctly. On the other hand, in negative feedback the stimulus is provided when a mistake is made. The performance of each scheme is compared against visual feedback. In order to compare the efficiency between different feedback modalities, analysis of variance (ANOVA) tests were used to verify if the modalities' average efficiency was significantly different. Multiple comparisons between the efficiencies of the different modalities were evaluated for finding which feedback provided the best performance. The results show that the best feedback varies among subjects, so the feedback modality should be personalized. Therefore, a method for selecting the modality was proposed which consists in making ANOVA tests at each session in order to determine the moment at which statistically significant changes in the efficiency are found, as well as for associating such changes to a learning process. In addition, multiple comparisons of the efficiency between sessions of a same modality were done in order to find which sessions have a significant difference in average efficiency so to determine if a learning process is being observed. The results using the proposed ANOVA-based method showed that at the fourth session it can be known if any feedback modality is really helping the person to learn, so it is suggested the fourth session becomes the limit in the number of experiments carried out when a feedback modality is being evaluated.

1. Introducción

Una interfaz cerebro-computadora (en Inglés, *brain-computer interface* o BCI) es un dispositivo que permite establecer un canal de comunicación entre el cerebro y una computadora o un dispositivo externo usando solamente señales cerebrales [1, 2]. Entre las aplicaciones de las BCIs se encuentra el control de dispositivos que permiten la restauración del movimiento en miembros paralizados mediante la transmisión de señales a músculos o a prótesis.

Para utilizar una BCI, los operadores necesitan aprender a modular a voluntad sus señales cerebrales a fin de usar dicha modulación como un comando de control. Por ejemplo, la imaginación de algún movimiento es un *paradigma*¹ frecuente en las BCIs en el que se observa típicamente un decremento del potencial eléctrico medido con el electroencefalograma (EEG) en las bandas de frecuencia μ (10–14 Hz) y β (20–30 Hz). La detección de este decremento se emplea para inferir cuál es la intención del sujeto, por lo que la persona debe ser capaz de modificar sus señales cerebrales de modo que la BCI detecte dicho decremento y, entonces, ser capaz de operar esta última [4]. La BCI, por su parte, puede brindarle retroalimentación al usuario, es decir, presentarle estímulos que le brinden información al sujeto sobre cómo está la BCI interpretando las instrucciones que se le otorgan.

Como en cualquier otra forma de adquisición de conocimiento, la retroalimentación es un aspecto central en el proceso de aprendizaje porque proporciona una asociación directa entre la acción y una consecuencia deseable o indeseable [5]. Aunque ya se ha probado la importancia de la retroalimentación en las BCIs para aprender cómo controlar a voluntad las señales cerebrales, se conoce poco sobre cómo debe ser diseñada para facilitar el aprendizaje [1, 4, 6]. Es por ello que existe interés en monitorear y evaluar la respuesta a la retroalimentación, cuyos potenciales relacionados pueden proporcionar

¹Un paradigma es un conjunto de suposiciones sobre la naturaleza de la conexión entre un estado cognitivo y las señales cerebrales. Un paradigma establece una relación entre variables de interés para formar un modelo predictivo que traduzca las señales cerebrales a valores o acciones deseados [3].

parámetros indirectos de variables cognitivas o del nivel de compromiso del usuario con la actividad realizada.

En particular, se sabe que las retroalimentaciones positiva y negativa producen distintas respuestas cerebrales, cuya detección puede ser incorporada en las BCIs [5]. La retroalimentación positiva consiste en dar un estímulo cuando el usuario realiza un buen trabajo, mientras que la negativa brinda el estímulo cuando se realiza mal una tarea. Ambos tipos de retroalimentación sirven como guía para adquirir nuevas habilidades y, por ende, son empleados para motivar a los usuarios. Un aspecto importante es la modalidad sensorial seleccionada para proveer la retroalimentación, que es usualmente la combinación de retroalimentaciones visual, auditiva y táctil [4]. Cabe mencionar que las BCIs basadas en la modalidad visual son las más utilizadas dado a que corresponden a la entrada sensorial que produce mayores mejoras en el aprendizaje. Sin embargo, este tipo de retroalimentación puede no ser adecuada para pacientes que tienen problemas visuales o poco control del movimiento del ojo, además de que hay aplicaciones en donde se complica su uso, tal como en la operación de prótesis de extremidades inferiores. En este caso, el uso de modalidades alternas como la auditiva o la táctil puede ser una solución [5, 7].

1.1. Antecedentes

Como se menciona en [8], se han realizado algunos estudios en donde se han probado modalidades de retroalimentación audible, pero pocos han empleado retroalimentación táctil. Los reportes del empleo de retroalimentación audible son variados: por ejemplo, en [9] se prueba la viabilidad de una BCI audible controlada por medio de la imaginación de movimiento y se comparan los niveles de exactitud alcanzados contra los obtenidos con retroalimentación visual. Allí se encontró que la mitad de los voluntarios del estudio alcanzaron una exactitud mayor al 70 % usando retroalimentación audible y que, aunque el desempeño registrado con retroalimentación visual fue superior en las sesiones iniciales, al final de la tercera sesión no hubo una diferencia estadísticamente

significativa entre las exactitudes obtenidas con ambas modalidades de retroalimentación, por lo cual se concluyó que con suficiente entrenamiento una BCI audible puede ser tan eficiente como una BCI visual. También existen artículos donde se emplean estímulos audibles en los paradigmas de BCI en vez de imaginar movimientos. Tal es el caso de [1] y [7], donde se emplea el nivel de atención hacia un estímulo auditivo como un comando que el usuario de la BCI quiere transmitir. Así pues, en [1] se reportan resultados alentadores de entre 62 y 100 % de exactitud al interpretar una instrucción. En [7] se mostró que la atención auditiva espacial, es decir, aquella que depende de la posición de la cual se percibe que proviene el sonido, puede modular los componentes tempranos del potencial evocado por el estímulo (en Inglés, *event-related potential* o ERP).

En [6], el cual corresponde a un estudio para aplicaciones futuras en neuroprótesis, se empleó el paradigma basado en imaginación del movimiento de mano izquierda y mano derecha. La prueba consistió en indicarle al usuario si debía incrementar o disminuir la frecuencia de vibración aplicada en uno de los brazos. Entonces el usuario manipulaba la frecuencia, que iniciaba en un nivel medio y que incrementaba conforme imaginaba mover la mano derecha, mientras que la frecuencia disminuía al imaginar mover la mano izquierda. Primero se entrenó a los sujetos del estudio con la BCI usando una combinación de retroalimentaciones visual y vibrotáctil. Después se calculó la exactitud (porcentaje de aciertos) usando sólo retroalimentación vibrotáctil, tras lo que se obtuvo una exactitud promedio del 56 %. Este resultado fue significativamente mayor al valor esperado por mero azar (15 %, $p = 0.031$). A pesar de encontrar diferencias en el desempeño (exactitud y latencia) debido a variaciones en la ubicación del estímulo vibrotáctil, los resultados indican que la estimulación vibrotáctil es un medio efectivo para brindar retroalimentación, aunque falta realizar investigación sobre el efecto de la posición de los estímulos.

Ejemplos de trabajos donde se comparan distintas modalidades sensoriales de retroalimentación son [5] y [8]. En el primero, se analizaron los ERP promedio ocasionados por retroalimentación visual, auditiva y vibrotáctil, empleando en la mitad de las oca-

siones retroalimentación positiva, mientras que para la otra mitad fue negativa. Se encontró que los ERP visual y auditivo en promedio tuvieron una morfología de onda similar, mientras que la vibrotáctil presentó una amplitud reducida y oscilante, lo cual se adjudicó a la gran variabilidad entre sujetos. Este fenómeno en la estimulación vibrotáctil se debe posiblemente a diferencias en los tiempos de respuesta de las personas y a que la retroalimentación con esta modalidad, que consistía en variar la intensidad de vibración, no se asocia de manera obvia con algo correcto o incorrecto. Es interesante mencionar que los sujetos se sentían menos satisfechos con la estimulación vibrotáctil y más cómodos con la visual. Por otro lado, en [8] se aplicó la vibración mediante un arreglo circular de ocho estimuladores táctiles en la parte superior del torso para indicar distintas posiciones hacia las que se movía un cursor que simulaba ser una silla de ruedas desplazándose a lo largo de un par de habitaciones. Bajo estas condiciones, las personas consideraron la retroalimentación vibrotáctil como algo más natural. Estas diferencias reflejan la importancia del diseño de la retroalimentación. Igualmente, en [8] se encontró que la retroalimentación vibrotáctil puede complementar a la visual cuando la visión está comprometida al realizar alguna actividad compleja.

Finalmente, en [10] se empleó un paradigma de movimiento imaginado en donde se proporcionó retroalimentación visual manipulada sin que los sujetos se dieran cuenta. La manipulación consistía en indicar a unas personas que se equivocaban en el 70 % de las pruebas y a otras en un 20 %, independientemente de cuál fuera su desempeño real. Tras analizar las señales registradas, se encontraron mayores efectos de aprendizaje al emplear retroalimentación visual negativa que al usar la positiva debido al mayor empeño que los usuarios ponían a la actividad. Dicho aprendizaje se vió reflejado en el transcurso de los experimentos en mejoras en la modulación de la banda μ , lo cual permitió en un análisis posterior una mejor clasificación de las señales en las tareas que se realizaban (movimiento imaginado o reposo) para el caso de retroalimentación negativa que para retroalimentación positiva.

2. Hipótesis

Las retroalimentaciones audible y vibrotáctil pueden sustituir a la estimulación visual como modalidad de retroalimentación cuando no es posible emplear esta última en una BCI. Con respecto a la naturaleza de la retroalimentación, la negativa contribuirá más al aprendizaje que la retroalimentación positiva, en especial durante la fase de entrenamiento.

3. Objetivos

3.1. Objetivo general

Evaluar la exactitud de una BCI empleando retroalimentación positiva o negativa en modalidad audible o vibrotáctil y determinar con cuál se alcanza un mejor desempeño en comparación con la exactitud alcanzada cuando se usa retroalimentación visual.

3.2. Objetivos particulares

- Diseñar un paradigma de experimentación que incorpore retroalimentación audible en un sistema de BCI.
- Evaluar el desempeño del sistema BCI para los casos en que la retroalimentación audible sea positiva o negativa tanto en la fase de entrenamiento como en la fase operativa.
- Comparar el desempeño de la BCI bajo el paradigma de retroalimentación audible contra el modelo clásico de retroalimentación visual.
- Repetir el análisis antes propuesto, ahora para el caso de una retroalimentación vibrotáctil.

4. Metodología

En esta sección se proporcionará la base teórica de los métodos a utilizar, así como algunos de los aspectos prácticos que hay detrás de los experimentos de BCI que emplean un paradigma de movimiento imaginado.

4.1. Aspectos teóricos

En años recientes, varios estudios han propuesto la posibilidad de que la actividad cerebral medida con EEG pueda ser la base para que una BCI pueda establecer un canal de comunicación alternativo para aquellas personas con problemas motrices. Un sistema de BCI extrae características particulares de la actividad de EEG y las usa como señales de control [11].

Para medir el EEG, se utiliza un arreglo de electrodos colocados sobre el cuero cabelludo en posiciones estandarizadas que permiten registrar la diferencia de potencial eléctrico en distintos lugares de la cabeza. En este proyecto se empleó el equipo B-Alert X10 [12], que consta de un arreglo de nueve electrodos cuya distribución se presenta en la Figura 1.

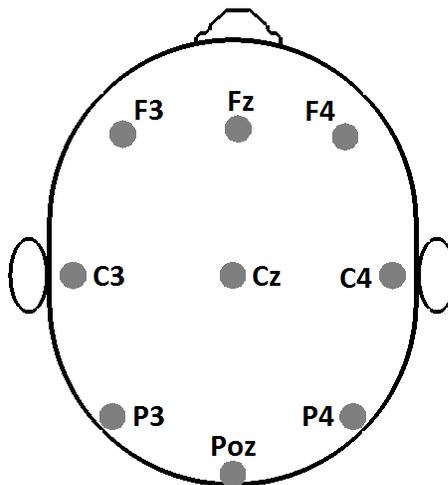


Figura 1. Distribución de los electrodos del equipo B-Alert X10.

Cuando se realiza un movimiento o el cuerpo se prepara para efectuar un movimiento, usualmente hay un decremento en la actividad de la banda μ sobre la corteza motosensorial, particularmente contralateral al lado del movimiento. Este decremento se llama desincronización relacionada a eventos (en Inglés, *event-related desynchronization* o ERD). Además, la ERD se presenta aún cuando sólo se imagina un movimiento, lo cual es útil para desarrollar aplicaciones de BCI. En la Figura 2 se presenta un cerebro humano desde una vista superior, con la parte frontal apuntando hacia abajo. En la parte de arriba de la imagen, se ilustra un corte vertical del cerebro tomada de la corteza motora y la corteza sensorial. En el lado izquierdo, la corteza motora se muestra en rojo, asociada con un *homúnculo*² motor que indica la posición de las regiones cerebrales que controlan las extremidades y los músculos faciales. De manera similar, a la derecha, las áreas sensoriales se esquematizan con un homúnculo sensorial que señala la ubicación de las regiones encargadas para procesar la información sensorial de las distintas partes del cuerpo.

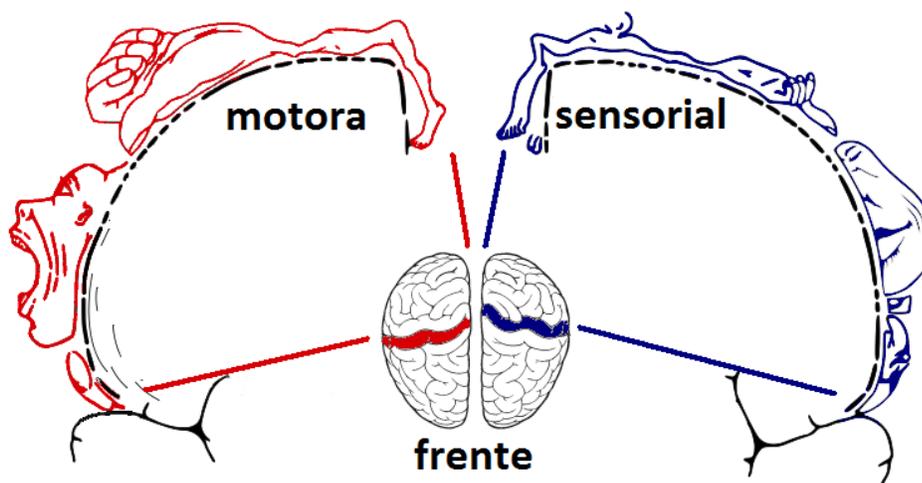


Figura 2. Ubicación de las cortezas motora y sensorial en el cerebro humano y su relación con las distintas partes del cuerpo a través de los homúnculos. Imagen tomada del tutorial del ritmo μ de BCI2000 (www.bci2000.org/wiki/index.php/User_Tutorial:Introduction_to_the_Mu_Rhythm)

²El dibujo del cuerpo proyectado dentro del cerebro se llama homúnculo, que significa “persona pequeña”, en donde el tamaño de las partes de dicho cuerpo son proporcionales al número de neuronas dedicadas al correspondiente proceso motriz o sensorial [13].

Aunque las propiedades básicas del ritmo μ son idénticas para todas las personas, los patrones espaciales y las frecuencias exactas en las que se presentan los cambios son distintas entre individuos. Entonces, es necesario obtener estos parámetros personales antes de cualquier experimento, es decir, hay que calibrar el sistema de BCI usando datos de una sesión inicial. En esta sesión inicial se le da la instrucción al sujeto de imaginar la realización de movimientos de manos o pies dependiendo de la instrucción que le aparezca en una pantalla y se registra el EEG durante todo el proceso. A fin de identificar el ritmo μ del sujeto, se analizan posteriormente las señales de EEG para determinar la frecuencia y la ubicación que presentan mayor diferencia en la actividad cerebral al comparar dos condiciones, que para esta tesis son la imaginación de diversos movimientos de manos y pies en comparación con un estado de reposo o estado basal.

El primer paso del análisis es separar los datos de las amplitudes en las distintas frecuencias individuales para cada sensor. Estas amplitudes se grafican en un *mapa de amplitudes relativas*. Un ejemplo de dichos mapas se muestra en la Figura 3, la cual muestra una imagen con los valores del coeficiente de determinación r^2 entre dos condiciones. El r^2 establece una medida de la cantidad en la que una característica particular de EEG (la amplitud en cierta frecuencia y localización) está influenciada por la tarea que realiza el sujeto. Buscando los valores de r^2 más altos en el mapa es posible determinar aquellas frecuencias y sensores en que la amplitud se correlaciona más con la tarea que ejecuta el sujeto. Más detalles sobre el cálculo de la r^2 se proporcionan en el Apéndice A. Así pues, el paso inicial para configurar el sistema es determinar cuál amplitud relativa de EEG difiere más entre dos tareas particulares. Esto se logra escogiendo el valor de r^2 más alto del mapa y observar su frecuencia y el sensor correspondientes, verificando si la amplitud en cuestión es consistente con las propiedades de la banda μ . Esta revisión es necesaria para evitar malas configuraciones debido a artefactos en el EEG, ruido o efectos aleatorios. Por ejemplo, en la Figura 3 se muestra un caso en el que se seleccionaría el canal C3, ubicado sobre la corteza motora izquierda, a una frecuencia f_μ de 11 Hz porque la actividad cerebral se espera en el lado contralateral al movimiento imaginado dentro de la frecuencia de la banda μ o alguno de sus armónicos.

Con este análisis, se establece que se podrá caracterizar el ritmo μ del operador de la BCI utilizando M canales y para F frecuencias por canal, donde $F = 1$ y $M = 1$ para el ejemplo anterior.

Una vez conociendo los parámetros personalizados que describen a la banda μ , es necesario procesar las señales de EEG mediante un algoritmo especializado para que puedan ser traducidas en una línea de control. Los bloques generales que conforman dicho algoritmo especializado son preprocesamiento, selección de características y clasificación, para después pasar a un bloque encargado del control de una aplicación o dispositivo. Los procesos anteriores se describen a continuación en el contexto en que son empleados en este proyecto.

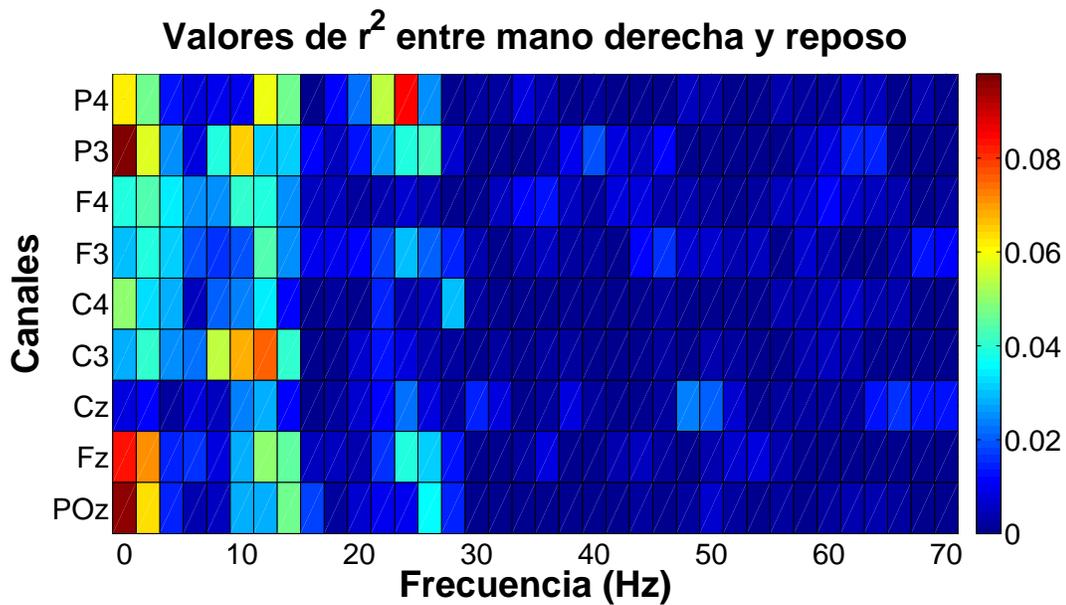


Figura 3. Ejemplo de un mapa de amplitudes relativas que compara la condición de imaginar la realización de un movimiento de mano derecha y la condición de permanecer en reposo (condición basal). El mapa está formado por los valores de r^2 para las distintas frecuencias y electrodos.

4.1.1. Preprocesamiento

Debido a que se espera actividad cerebral en áreas específicas del cerebro, se usa un filtro espacial que permite al sistema resaltar las señales de un electrodo de interés, mientras se atenúan otras señales de menor importancia para el evento. Esto se logra restando el promedio de los electrodos alrededor del electrodo de interés, que corresponde a aquel con el valor de r^2 más alto. A este tipo de filtrado espacial se le conoce como filtro Laplaciano [14]. En la Figura 4 se muestra un ejemplo del filtro Laplaciano para el caso en que se realizan mediciones de EEG con 9 electrodos y el electrodo seleccionado fue C3. La salida del filtro en este caso es el canal en cuestión menos el promedio de los canales aledaños (en azul): $y = C3 - \frac{1}{3}(F3 + Cz + P3)$.

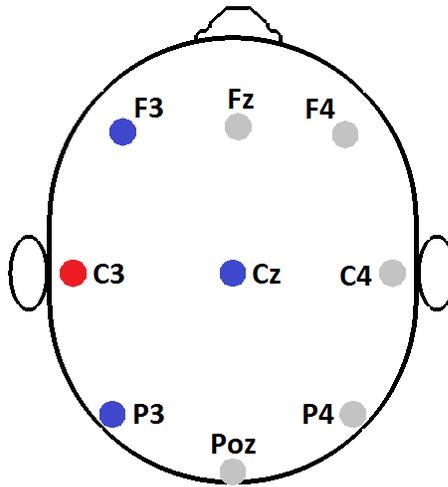


Figura 4. Filtro espacial basado en un filtro Laplaciano en el que se seleccionó el canal C3 (en rojo) para manipular la interfaz.

4.1.2. Selección de características

Habiendo realizado el preprocesamiento de las señales, se calcula la potencia P de la señal y empleando un modelo autorregresivo. La estimación de la potencia se realiza cada 0.2 Hz y se divide en ventanas de 3 Hz de ancho, cuyas frecuencias centrales se localizan en los múltiplos de 3 Hz en un rango de 0 a 30 Hz, es decir, la primera ventana abarca las frecuencias de -1.5 a 1.5 Hz, mientras que la última cubre el intervalo de 28.5

a 31.5 Hz. Posteriormente, se integra la potencia de aquella ventana en cuyo rango se localiza la frecuencia personalizada f_μ . La integración se lleva a cabo al sumar los valores de las potencias de la ventana y multiplicar el resultado por el ancho de la ventana. La raíz cuadrada de la potencia integrada es la *característica*, denotada como c a lo largo de este trabajo, que representa la amplitud de la banda μ . En base a c se realiza la detección de la intención del sujeto con ayuda de un proceso de clasificación. Más información acerca del uso de modelos autorregresivos en la estimación del espectro en frecuencias se puede consultar en [15].

4.1.3. Clasificación

La característica c se clasifica como la intención de movimiento imaginado o de estado basal mediante un clasificador lineal que da una salida s a través de la siguiente ecuación:

$$s(n) = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^F \left(c_{ij}(n) - \sum_{k=1}^N \frac{c_{ij}(n-k)}{N} \right) a_{ij}, \quad (1)$$

donde $n = 1, 2, \dots, N$ corresponde al instante discreto de tiempo en el que se evalúa la clasificación, N es el número de muestras anteriores contra cuyo promedio se compara la amplitud actual. En este estudio se usó $N = 1024$, lo que es equivalente a 4 segundos de muestreo. El coeficiente a es un número negativo cuya magnitud es proporcional a la importancia que se le da a cada *característica*. En este proyecto todos los coeficientes a tienen el mismo valor para cada sujeto, que fue $a = -1$ cuando se usó únicamente un canal de la corteza motosensorial o $a = -\frac{1}{2}$ si se emplearon dos canales posicionados sobre dicha región cerebral.

Cuando s es negativa, se detecta que el sujeto procuró permanecer en reposo debido a que la amplitud actual es mayor que el promedio de los 4 s anteriores, lo que significa que no hubo desincronización o atenuación de la banda μ . Por otro lado, si s es positiva, implica la detección de la desincronización del ritmo μ y, por lo tanto, que el usuario imaginó la realización de movimiento. Más detalles sobre este proceso de clasificación están disponibles en [16].

En la Figura 5 se muestra un diagrama de flujo que ejemplifica el orden del procesamiento que se le da a las señales de EEG hasta llegar a la fase de clasificación para el caso en el que los parámetros personalizados seleccionados son el canal C3 a 11 Hz.

4.2. Evaluación del desempeño de la BCI

La aplicación a controlar por la BCI consiste en manipular mediante la imaginación de movimiento la posición vertical de un cursor redondo que se desplaza horizontalmente de izquierda a derecha a velocidad constante en una pantalla. El objetivo del operador del sistema es golpear un bloque que aparece a la derecha en la parte superior o inferior, como se ilustra en la Figura 6. El cursor se desplazará de manera proporcional a la salida del clasificador. Si la salida es negativa el cursor se desplazará hacia abajo y si es positiva se dirigirá a la parte superior de la pantalla.

El desempeño o el nivel de control alcanzado por el operador es medido en términos de eficiencia, que corresponde al porcentaje de veces que la intención del voluntario fue correctamente interpretada por la computadora. La eficiencia teórica alcanzada por azar es de 50 %, mientras que en la literatura se considera que valores de eficiencia sobre el 65 % tienen potencial aplicabilidad en sistemas de BCI.

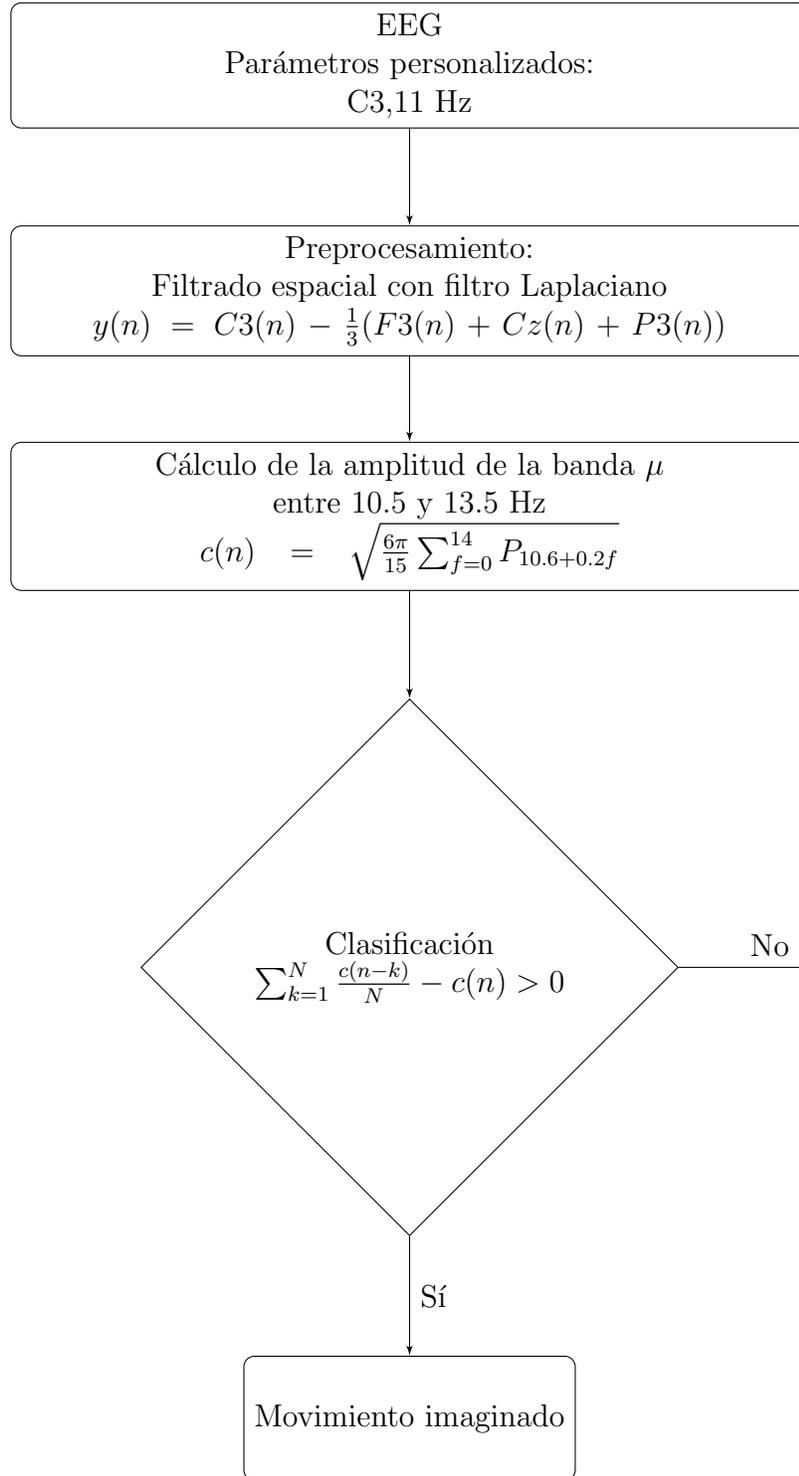


Figura 5. Diagrama de flujo del procesamiento de señales para el caso en el que los parámetros personalizados son C3 a 11 ‘Hz.

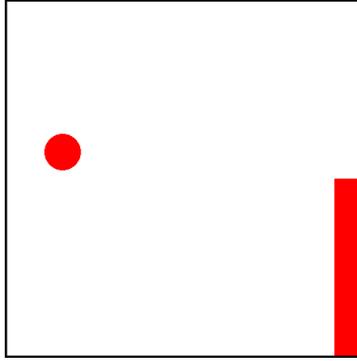


Figura 6. El usuario intenta mover en sentido vertical una pelota que se mueve de manera continua de izquierda a derecha. El movimiento hacia arriba significa la detección de una condición (un movimiento imaginado), mientras que cuando baja se ha detectado otra condición (de reposo).

En términos del aprendizaje, para averiguar si alguna estrategia de retroalimentación de BCI es mejor que otra, o bien para determinar si ha habido aprendizaje en función de las distintas sesiones de BCI se realizan pruebas de análisis de varianzas o ANOVA, las cuales permiten probar si dos o más grupos de datos tienen la misma media poblacional o si al menos una de las medias de los grupos es diferente de manera estadísticamente significativa. Para conocer más detalles de la prueba ANOVA, véase el Apéndice B.

De este modo, cuando ANOVA revela que las eficiencias medidas en distintas sesiones tienen distinta media poblacional implica que en una de las sesiones se tuvo una mayor eficiencia que en otra sesión. Cambios significativos en la eficiencia podrían representar cambios en el aprendizaje. Para encontrar el momento en el que se presentan cambios estadísticamente significativos en la eficiencia pueden realizarse pruebas ANOVA después de cada sesión realizada. Sin embargo, para encontrar las tendencias en la eficiencia relacionadas al transcurso de las sesiones, es necesario determinar cuál de esas sesiones tiene una eficiencia mayor respecto a otra sesión, lo cual se resuelve con una prueba de comparaciones múltiples. Dicha prueba permite establecer cuándo la eficiencia entre distintas sesiones es significativamente mayor, repitiéndose el análisis para todas las posibles combinaciones. Con la información anterior se puede evaluar si las últimas sesiones tienen mayor eficiencia, lo que indica aprendizaje. Si por el contrario las sesiones más recientes tienen menor eficiencia, entonces se ha olvidado lo antes aprendido, lo que implica un retroceso en el aprendizaje. También existe la posibilidad

de que existan diferencias entre sesiones pero no se observe una tendencia en particular, por lo cual es necesario analizar concienzudamente los datos antes de concluir sobre los efectos del número de sesión sobre la eficiencia.

De igual manera, si la prueba ANOVA indica que las eficiencias medidas con distintas modalidades de retroalimentación no tienen una misma media poblacional, significa que al menos con una de las modalidades se alcanzó una mayor eficiencia que con otra modalidad de retroalimentación. Después, se puede realizar una prueba de comparaciones múltiples para conocer específicamente cuál de las modalidades tiene una eficiencia mayor.

Al realizar una prueba ANOVA se supone la homogeneidad³ de varianzas de los grupos comparados. Si esta condición no se cumple, puede emplearse la ANOVA de Welch. Para conocer más detalles de ANOVA, véase el Apéndice B. Si se usa el ANOVA tradicional, pueden hacerse las comparaciones múltiples con el método de Tukey-Kramer, mientras que para el ANOVA de Welch puede emplearse el método de Games-Howell debido a que este último método no supone varianzas homogéneas, a diferencia del primero.

³Si las varianzas poblacionales de un conjunto de poblaciones son iguales, se puede afirmar que dichas poblaciones tienen una distribución homogénea, es decir, los datos se encuentran igualmente dispersos.

5. Desarrollo experimental

A lo largo del proyecto se empleó el programa libre BCI2000 [17] a fin de implementar los paradigmas experimentales, guardar sus registros y analizar los datos de EEG. Este programa tiene disponible su código fuente en lenguaje de programación C^{++} , lo que lo vuelve versátil para hacer las modificaciones pertinentes de acuerdo a las necesidades del estudio de BCI que se planea realizar.

BCI2000 cuenta con distintos subprogramas, entre los cuales se encuentra un programa específico para el registro de señales bajo distintas condiciones cognitivas, otro para el análisis de estas señales y la determinación de parámetros personalizados y un programa que sirve para controlar una aplicación como la descrita en la Sección 4.2. El primer programa consiste en mostrar una pantalla que indica por medio de imágenes si el operador de la BCI debe imaginar la realización de algún movimiento o permanecer relajado en un estado basal y se registran las señales de EEG durante todo el proceso. Estas señales se usan en el segundo programa, que provee los valores de r^2 para cada movimiento, canal de EEG y frecuencia, por lo que se brinda información suficiente para la selección de los parámetros personalizados.

El tercer programa, que implementa el control de la posición de un cursor mediante la imaginación de la realización de movimiento, brinda retroalimentación visual continua al poder observar el desplazamiento del cursor. Se decidió tomar como base esta aplicación y modificar su código para proporcionar otras modalidades de retroalimentación dependiendo de la posición del cursor. Se realizaron cuatro programas para las modalidades de retroalimentación audible positiva, audible negativa, vibrotáctil positiva y vibrotáctil negativa. La implementación de cada una de estas modalidades se explica en la siguiente sección.

5.1. Implementación de los paradigmas de control

El paradigma de control que utiliza el ritmo μ incluido en BCI2000 y descrito en la Sección 4.2 le da al voluntario la tarea de golpear un objetivo con un cursor que se desplaza horizontalmente de izquierda a derecha de la pantalla a velocidad constante y a la que es posible manipular su posición vertical a través de la imaginación de movimiento. El cursor sube cuando se detecta la imaginación de movimiento y baja cuando detecta el estado basal. Si se logra golpear el objetivo, éste y el cursor cambian a color amarillo. En todo este proceso, el operador del sistema recibe la retroalimentación visual continua de ver al cursor moviéndose hacia el objetivo, además del cambio de color en el cursor y el objetivo cuando logra golpear este último. Al finalizar una corrida de 32 secuencias en las que el sujeto intenta golpear el objetivo, se registra la eficiencia, lo que permite tener el registro de la evaluación del desempeño para hacer comparaciones posteriores de la eficiencia alcanzada con el tipo de retroalimentación.

A fin de brindar la retroalimentación audible y la vibrotáctil, se modificó la aplicación de control anterior para eliminar la retroalimentación visual continua e intercambiarla por estímulos audibles o vibrotáctiles. La estrategia para brindar las retroalimentaciones audible y vibrotáctil en las modalidades positiva y negativa se describe a continuación.

5.1.1. Retroalimentación positiva

Para implementar la retroalimentación positiva se suprimió la retroalimentación visual continua ocultando el cursor. La retroalimentación continua fue entonces provista por un sonido de 300 Hz o un estímulo vibrotáctil que indicaba hacia donde se movía el cursor oculto. En el diseño de la retroalimentación positiva, el estímulo se administraba cada vez que el cursor oculto se desplazaba verticalmente hacia el objetivo. En caso contrario, no se daba ningún estímulo. Entonces el operador de la BCI tenía que procurar recibir el estímulo el mayor tiempo posible, puesto que el sonido o la vibración le notificaban que estaba realizando un buen trabajo.

5.1.2. Retroalimentación negativa

En la retroalimentación audible negativa, el cursor que brindaba la retroalimentación visual continua se ocultó de la misma manera que en la modalidad positiva. Sin embargo, el estímulo audible o vibrotáctil se presentaba cuando el cursor oculto se alejaba del objetivo. Por lo tanto, el operador tenía que evitar que la aplicación emitiera el estímulo.

Los programas para administrar retroalimentación vibrotáctil positiva y negativa fueron los mismos que los de la retroalimentación audible. Sin embargo, la salida de la señal de audio se empleó para alimentar a dos vibradores que estaban colocados de manera simétrica a ambos lados del cuello, como se indica en la Figura 7.

En los experimentos en los que se utilizó la retroalimentación vibrotáctil, los operadores del sistema de BCI usaron tapones en los oídos. Además, se suministró ruido audible proveniente de un ventilador (lo que aproxima efectos ambientales similares a ruido blanco) para que no pudieran distinguir el sonido que producen los vibradores al dar el estímulo. De este modo, se garantizó que los cambios en la eficiencia son atribuibles a la retroalimentación vibrotáctil y no a la combinación de ésta con la retroalimentación audible.

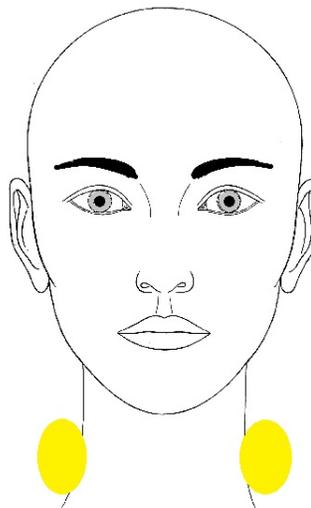


Figura 7. Arreglo de dos vibradores (en amarillo) que se colocan simétricamente en la base del cuello para dar retroalimentación vibrotáctil. Ambos vibradores son ajustados con una cinta de velcro.

El diseño del sistema formado con el operador de la interfaz, la BCI y el dispositivo controlado que se utiliza en este proyecto se representa de forma general en la Figura 8. La BCI permite establecer un canal de comunicación entre el operador y una aplicación de computadora basada en la Sección 4.2 que provee retroalimentación continua en la modalidad visual, audible o vibrotáctil a través de una pantalla, unas bocinas o unos vibradores alimentados por la salida de audio. Las señales de EEG que expresan las intenciones del operador y que son adquiridas con el equipo B-Alert X10 se envían a la computadora vía Bluetooth. El algoritmo de la BCI se compone por las fases de preprocesamiento de señales, cálculo de características y clasificador, que se describieron en la Sección 4.1. Más detalles sobre la BCI de este proyecto están disponibles en el Apéndice C.

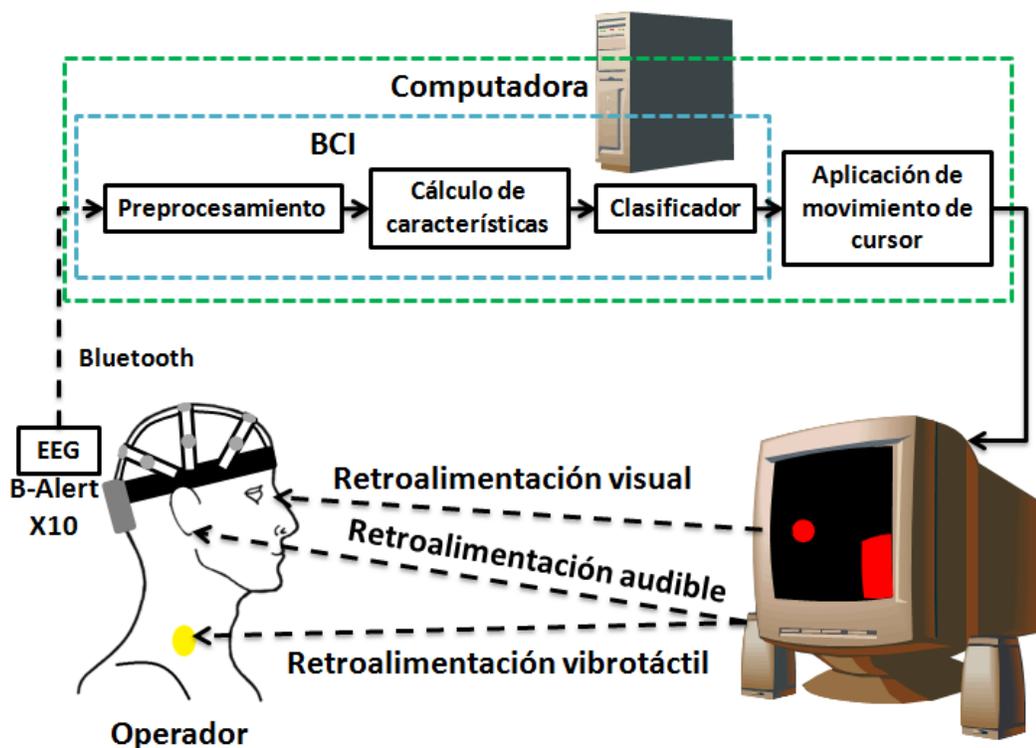


Figura 8. Diagrama completo del sistema experimental implementado para este trabajo.

5.2. Experimentos

Seis voluntarios participaron en este proyecto, en el que fueron entrenados para manejar una BCI controlada por medio de la imaginación de movimiento. A continuación se describen las etapas de experimentación.

5.2.1. Análisis para la selección de parámetros personalizados

Inicialmente se registraron y analizaron las señales de EEG, adquiridas con el equipo B-Alert, en los casos en los que el voluntario permanecía en estado de reposo y cuando imaginaba cuatro posibles movimientos: mano izquierda, mano derecha, ambas manos o ambos pies. La condición mental que tenía que lograr el voluntario se indicaba en una pantalla, esquematizada a lo largo del tiempo en la Figura 9. Cuando en la pantalla aparecía durante 3 segundos una flecha que apuntaba hacia la izquierda, derecha, arriba o abajo, el sujeto tenía que imaginar mover la mano izquierda, la mano derecha, ambas manos o los dos pies, respectivamente. El movimiento de manos imaginado consistía en abrir y cerrar la mano aproximadamente cada segundo, mientras que para los pies se imaginaba la extensión y contracción los dedos de los pies a la misma frecuencia. En los lapsos entre los que se actualizaba la dirección la flecha, la pantalla permanecía en blanco por un período aleatorio de entre 2 y 2.5 s, indicándole al voluntario que debía relajarse y permanecer en reposo. Por cada voluntario se realizaron de 2 a 4 sesiones, conformadas por 5 corridas de 20 secuencias de flechas y con descansos de 10 minutos entre corridas.

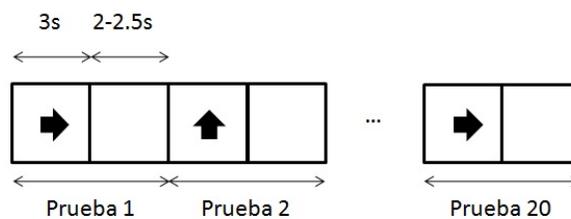


Figura 9. Pantalla a lo largo del tiempo para una corrida en la que se registraron señales de EEG en estado de reposo y al imaginar cuatro posibles movimientos.

En cada sesión y para cada uno de los cuatro posibles movimientos se calcularon los parámetros personalizados basados en los valores de r^2 para la configuración de la BCI, tal como se describe en la Sección 4.1. Se compararon los valores de r^2 elegidos para cada uno de los movimientos imaginados, omitiendo aquellos movimientos en los que no se apreciara una modulación que cumpliera con las propiedades de la banda μ , y se hizo una selección posterior de aquellos movimientos que tuvieran los valores más altos. Cada uno de los parámetros personalizados para los movimientos elegidos se emplearon para configurar la BCI y se evaluó su desempeño.

A manera de ejemplo, se ilustran los mapas de r^2 del voluntario 6 en la Figura 10 para una de las sesiones de cálculo de parámetros. En ellos, no puede observarse una modulación evidente de la banda μ para la imaginación de movimiento de mano izquierda ni para el de los pies. En el caso de la imaginación de ambas manos se observa una modulación en los electrodos C3 y C4 cerca de 10 Hz, que es muy leve en comparación de la modulación cuando se imagina el movimiento de mano derecha en el electrodo C3 a 13 Hz. En este caso se seleccionó para configurar la BCI el electrodo C3 a 13 Hz, empleando como instrucción de control la imaginación de mano derecha.

Tras evaluar la viabilidad de los parámetros seleccionados en estas sesiones mediante la medición de su desempeño en términos del porcentaje de aciertos, se procedió a establecer el comando de control que utilizó el voluntario para el resto del estudio. Dicho comando fue aquel que hubiese sido seleccionado más veces y que tuviera una mayor eficiencia en base al análisis preliminar de su desincronización de la banda μ . Se conservaron solamente las evaluaciones del desempeño de dicho comando de control para continuar el entrenamiento en el manejo de la BCI, así como para los análisis subsecuentes de este trabajo.

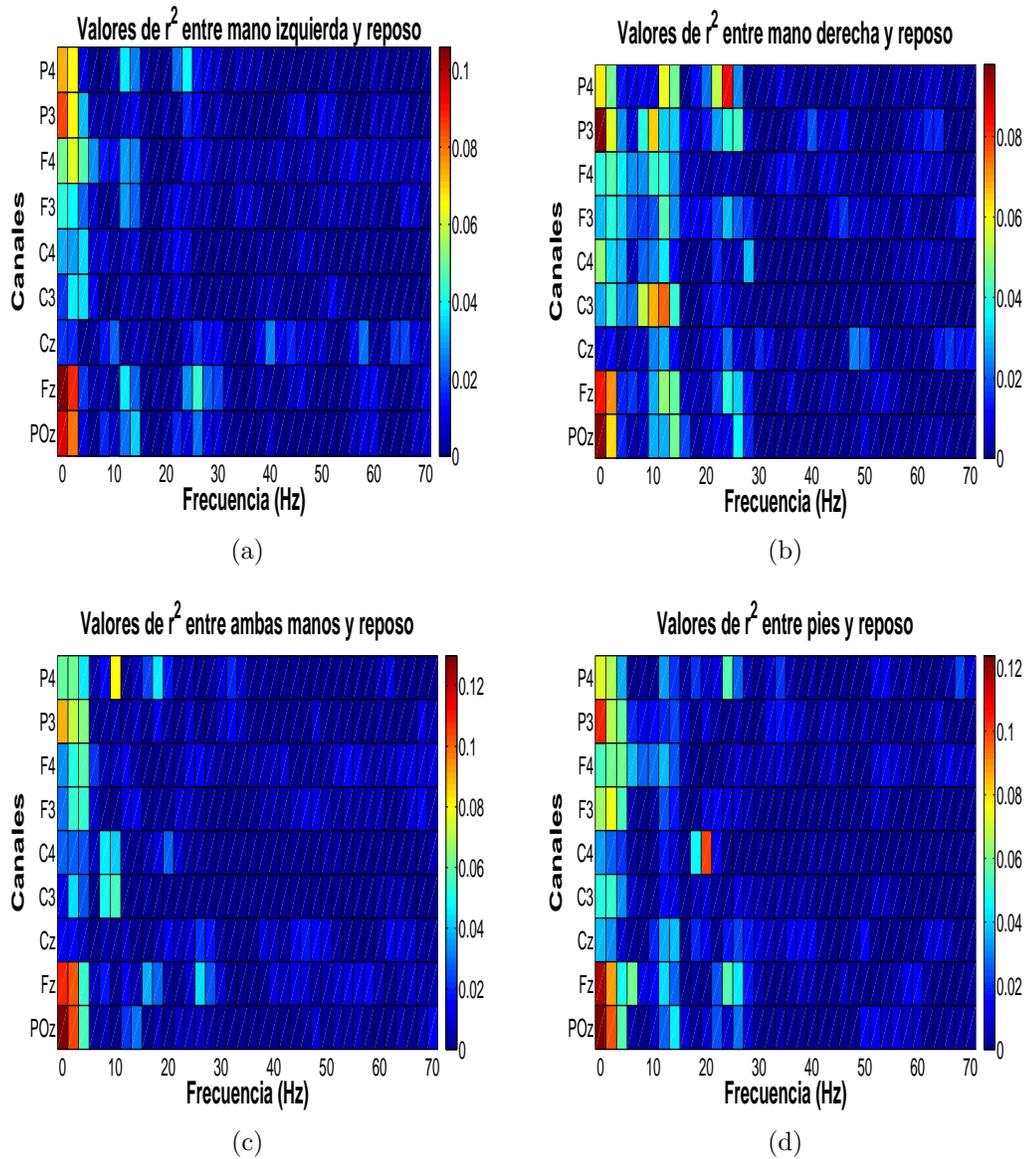


Figura 10. Mapas de r^2 que representan la discriminabilidad entre el estado de reposo e imaginar mover (a) la mano izquierda, (b) la mano derecha, (c) ambas manos o (d) ambos pies. Se pueden observar valores altos de r^2 en el rango de la banda μ (aproximadamente entre 10 y 14 Hz) en (b), en particular en el canal C3 a 11 Hz.

5.2.2. Entrenamiento de la BCI y análisis estadístico

Los voluntarios realizaron el análisis preliminar de la Sección 5.2.1 con alguna de las modalidades de retroalimentación descritas en la Sección 5.1. Tras finalizar el análisis preliminar, se pasó a las sesiones con la aplicación de control para entrenar al voluntario en el manejo de la BCI usando la configuración personalizada. El entrenamiento con esa retroalimentación se detuvo hasta que el voluntario dominó la tarea, la eficiencia empeoró drásticamente o la eficiencia se estabilizó en un máximo de 7 sesiones. Posteriormente se cambió a otra modalidad de retroalimentación. La eficiencia alcanzada en la última sesión se conoce como la eficiencia en la fase operativa, puesto que es la eficiencia con la que se termina el entrenamiento y con la que se comienza a utilizar la BCI como tal.

A fin de verificar si el cambio en la eficiencia se debía a mejoras o retroceso en el aprendizaje se realizaron pruebas estadísticas de comparaciones múltiples entre las eficiencias de las sesiones de la modalidad evaluada. Estas pruebas indicaron cuáles sesiones son significativamente distintas entre sí. Tras encontrar diferencias significativas en la eficiencia, se realizaron una o dos sesiones más de entrenamiento para corroborar que el cambio en la eficiencia se mantuviera.

Tras analizar para cada voluntario los efectos en el aprendizaje relacionados al tipo de retroalimentación se realizaron pruebas ANOVA para comparar la eficiencia promedio alcanzada usando distintas modalidades de retroalimentación. Después se hicieron pruebas de comparaciones múltiples entre todas para determinar cuáles modalidades tenían una diferencia estadísticamente significativa respecto a otra modalidad.

Todos los voluntarios realizaron pruebas con retroalimentación visual, ya que es este modelo clásico contra el que se espera comparar. Los voluntarios 1 y 2 comenzaron con retroalimentación visual y siguieron con retroalimentación audible positiva. Los voluntarios 3 y 4 iniciaron con retroalimentación audible positiva y pasaron después a visual. Los voluntarios 5 y 6 empezaron con retroalimentación audible negativa y terminaron con visual. Al final, se realizaron pruebas para el voluntario 1, 2 y 4 con retroalimentación audible negativa, vibrotáctil negativa y vibrotáctil positiva, respectivamente.

6. Resultados

En esta sección se muestra la selección de las frecuencias y los filtros espaciales personalizados siguiendo el proceso expuesto en la Sección 5, además de su evaluación posterior con la interfaz. Los resultados experimentales obtenidos representan la eficiencia alcanzada con la interfaz usando distintas modalidades de retroalimentación, donde la eficiencia se mide en términos del porcentaje de aciertos alcanzados. Adicionalmente, se incluyen las pruebas de ANOVA (tradicional de un factor o de Welch) y, en caso de encontrar diferencias estadísticamente significativas, se incluyen también las comparaciones múltiples a fin de poder sacar conclusiones sobre el efecto para cada una de estas modalidades.

6.1. Frecuencias y filtros espaciales personalizados

En la Tabla 1 se listan los canales con los que se elaboraron los filtros espaciales, basados en el filtro Laplaciano, además de las frecuencias seleccionadas una vez procesada la señal cerebral con el filtro espacial. Cabe mencionar que, para todos los voluntarios, al menos uno de los canales se encuentra sobre la corteza motosensorial, que es donde se espera que se produzca la actividad motora (contralateral al lado del movimiento imaginado en el caso de los movimientos de mano izquierda y derecha). Vale aclarar que, aunque para ninguno de estos voluntarios la condición de imaginar el movimiento de ambos pies resultó seleccionada para controlar la interfaz, su empleo ya ha sido reportado ampliamente en estudios anteriores [18].

Voluntario	Movimiento imaginado	Canales y frecuencias de control
1 y 3	Mano derecha	C3 (9 Hz)
2	Mano izquierda	C4 (15 Hz) y P3 (18 Hz)
4	Ambas manos	C3 (15 Hz) y C4 (18 Hz)
5	Mano derecha	C3 (23 Hz)
6	Mano derecha	C3 (11 Hz)

Tabla 1. Movimiento imaginado con el cual cada voluntario puede operar la BCI, además de los canales y frecuencias de control con los que se elaboraron los filtros personalizados.

6.2. Pruebas estadísticas

Los resultados de las pruebas estadísticas ANOVA y de comparaciones múltiples se presentan juntos dentro de tablas. Cada tabla se compone de cinco columnas. En la primer columna aparece el factor que varía entre los grupos comparados. Los posibles factores en este trabajo son:

1. **Retroalimentación**, que indica la comparación entre distintas modalidades de retroalimentación;
2. **Sesión**, que señala la comparación entre el número de sesión para una modalidad, que viene especificada entre paréntesis, donde V, AP, AN, TP y TN se refieren a la modalidad visual, audible positiva, audible negativa, vibrotáctil positiva y vibrotáctil negativa, respectivamente.

En la segunda columna se mencionan las categorías que se quieren comparar. En el caso en que el factor sea la retroalimentación, se indican las modalidades que se emplearon en el análisis, que pueden ser V, AP, AN, TP y TN. Si el factor es la sesión, entonces se indica el intervalo de número de sesiones usadas en las pruebas estadísticas. En la tercer y cuarta columna se encuentran los valores de significancia estadística F y p , que resultan de la prueba ANOVA. La significancia estadística se consideró al nivel de 0.05, por lo que si $p < 0.05$, entonces se reportará la existencia de una diferencia estadísticamente significativa. La quinta columna presenta los resultados de las comparaciones múltiples con una significancia al nivel de 0.05. La notación de esta columna

es $A > B, C$ y representa que el número de sesión o modalidad A tiene una eficiencia media mayor que el número de sesión o modalidad B , además la eficiencia promedio de A es también significativamente mayor que la de C . Esta columna se omitió si no se encontró ninguna diferencia significativa entre los grupos comparados.

6.2.1. Voluntario 1

El porcentaje de aciertos del voluntario al manejar la interfaz con retroalimentaciones visual, audible positiva y negativa se presenta en la Figura 11, donde se observa que el voluntario presentó habilidad para controlar la interfaz, tanto con retroalimentación visual ($86.77 \pm 6.55\%$, promedio \pm desviación estándar) como con audible positiva ($85.94 \pm 8.29\%$), sin encontrar una diferencia estadísticamente significativa en el porcentaje de aciertos promedio. Debido al alto porcentaje de aciertos, se decidió someter al voluntario a pruebas con retroalimentación audible negativa para comprobar si el dominio con la interfaz permanecía con las tres modalidades de retroalimentación. Sin embargo, se observó un decremento en la eficiencia a $71.82 \pm 15.12\%$. La diferencia entre estas eficiencias se corroboró con una prueba ANOVA, mientras que la prueba de comparaciones múltiples evidenció el pobre desempeño alcanzado con la retroalimentación negativa en comparación con las otras dos, tal como se muestra en la Tabla 2.

En el caso de la retroalimentación visual, el Voluntario 1 comenzó con un alto nivel de control y éste se mantuvo a lo largo de las tres sesiones en que se evaluó la retroalimentación visual. Debido a que el voluntario mostró un control alto y consistente sobre la interfaz, se decidió ya no hacer más pruebas visuales y, en su lugar, evaluar el desempeño de la retroalimentación audible. Con la retroalimentación audible positiva el porcentaje de aciertos fue menor en la primera sesión que en la mayoría de las sesiones subsecuentes. Esto sugiere que el voluntario se fue acostumbrando al nuevo tipo de retroalimentación hasta alcanzar un alto nivel de control. Por otro lado, cuando

el voluntario empleó la retroalimentación negativa, se observa en las comparaciones múltiples que las sesiones con una mayor eficiencia anteceden en número de sesión a aquellas con las que tienen una diferencia estadísticamente significativa.

Factor	Tipos	F	Valor p	Comparación múltiple*
Retroalimentación	V, AP, AN	14.25 ^(‡)	2.02×10^{-5}	V, AP>AN
Sesión (V)	1-3	2.67 ^(†)	0.117	
Sesión (AP)	1-6	3.74 ^(†)	0.009	2,3,5,6>1
Sesión (AN)	1-6	14.91 ^(†)	1.431×10^{-7}	1>3,5,6 ; 2,3,4>5 ; 4>6

(†)ANOVA de un factor, (‡)ANOVA de Welch, * $p < 0.05$, (V)Visual, (AP)Audible positiva, (AN)Audible negativa

Tabla 2. Resultados de las pruebas ANOVA y de comparaciones múltiples del Voluntario 1.

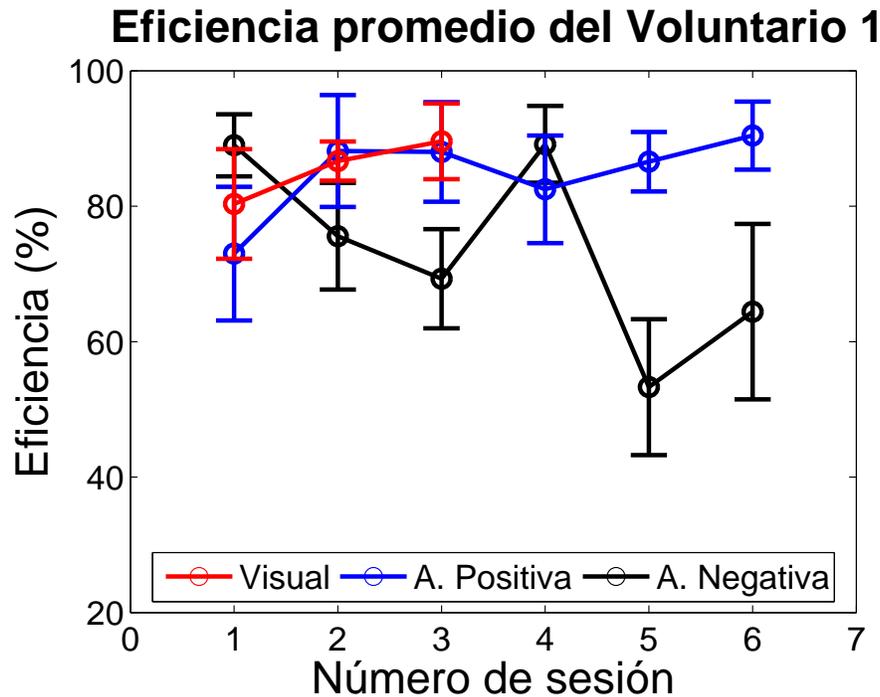


Figura 11. Porcentaje de aciertos promedio alcanzado por el Voluntario 1 a lo largo de varias sesiones empleando retroalimentación visual, audible positiva y audible negativa. Las barras de error representan la desviación estándar de la sesión correspondiente.

6.2.2. Voluntario 2

La eficiencia a lo largo de las sesiones para este voluntario se ilustran en la Figura 12. Con la retroalimentación visual el voluntario alcanzó en promedio un desempeño que denota control sobre la interfaz ($72.76 \pm 11.04\%$) y conforme avanzaron las sesiones no se encontró ningún cambio estadísticamente significativo en el desempeño ($p=0.835$). Esta carencia de aprendizaje a lo largo de las sesiones también se observó al emplear retroalimentación audible positiva ($p=0.516$) y vibrotáctil negativa ($p=0.88$). Sin embargo, se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre el valor promedio de las tres modalidades de retroalimentación, como puede observarse en la Tabla 3. La prueba de comparaciones múltiples denotó que la eficiencia es significativamente mayor para la retroalimentación visual que para la retroalimentación audible positiva ($56.71 \pm 9.17\%$) y la vibrotáctil negativa ($62.18 \pm 10.12\%$), siendo que para estas retroalimentaciones no se alcanza un nivel adecuado de desempeño que pueda acreditarse como control (menor al 65%).

Factor	Tipos	F	Valor p	Comparación múltiple*
Retroalimentación	V, AP, TN	13.68 ^(†)	9.679×10^{-6}	V>AP,TN
Sesión (V)	1-4	0.8 ^(†)	0.516	
Sesión (AP)	1-4	0.29 ^(†)	0.835	
Sesión (TN)	1-4	0.22 ^(†)	0.880	

(†)ANOVA de un factor, * $p < 0.05$, (V)Visual, (AP)Audible positiva, (TN)Vibrotáctil negativa

Tabla 3. Resultados de las pruebas ANOVA y de comparaciones múltiples del Voluntario 2.

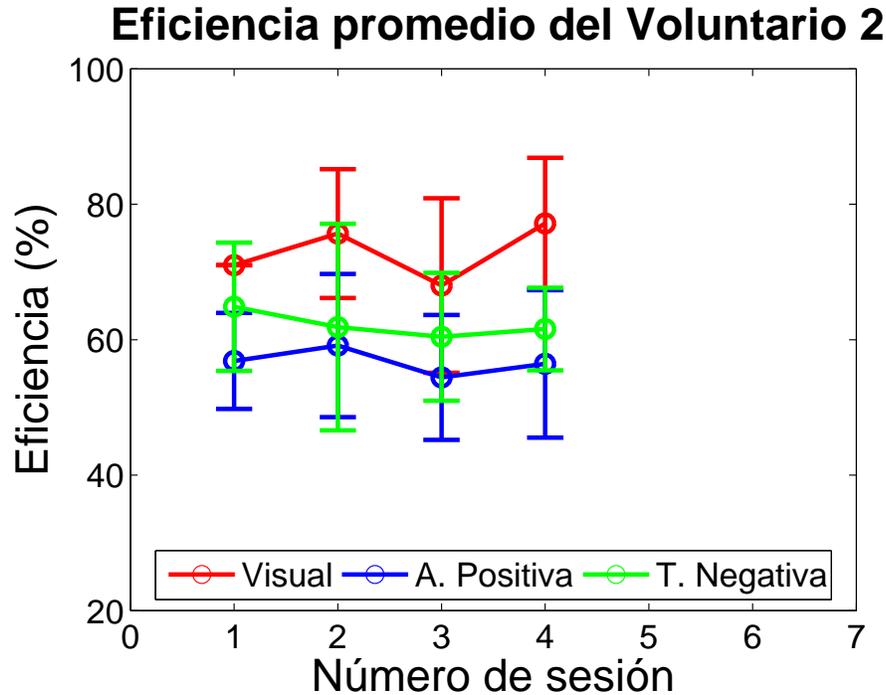


Figura 12. Porcentaje de aciertos promedio alcanzado por el Voluntario 2 a lo largo de varias sesiones empleando retroalimentación visual, audible positiva o vibrotáctil negativa. Las barras de error representan la desviación estándar de la sesión correspondiente.

6.2.3. Voluntario 3

La eficiencia promedio del voluntario se muestra en la Figura 13. Para la modalidad visual, el voluntario alcanzó un nivel bajo de control ($59.00 \pm 9.0662\%$) y, conforme se realizaron las sesiones, se apreció un cambio desfavorable. La prueba ANOVA detectó un efecto del número de sesión en el desempeño, mientras que las comparaciones múltiples revelaron que la media de la tercera sesión es mayor a la de la sexta, como se puede ver en la Tabla 4, indicando que no existen mejoras a lo largo del tiempo. En la etapa de retroalimentación audible positiva no se detectó ninguna alteración en la eficiencia debido al número de sesión. Pese a la carencia de efectos temporales favorables para ambas retroalimentaciones, se observó una diferencia en sus eficiencias promedio ($p = 0.003$), y con ello se determinó que la modalidad audible positiva (que alcanzó una eficiencia promedio de $64.72 \pm 8.1019\%$) tiene un mejor desempeño que la visual, según las pruebas de comparaciones múltiples.

Factor	Tipo	F	Valor p	Comparación múltiple*
Retroalimentación	V, AP	9.06 ^(†)	0.003	AP>V
Sesión (V)	1-6	8.84 ^(‡)	3.07×10^{-4}	3>6
Sesión (AP)	1-7	1.97 ^(†)	0.098	

(†)ANOVA de un factor, (‡)ANOVA de Welch, * $p < 0.05$, (V)Visual, (AP)Audible positiva

Tabla 4. Resultados de las pruebas ANOVA y de comparaciones múltiples del Voluntario 3.

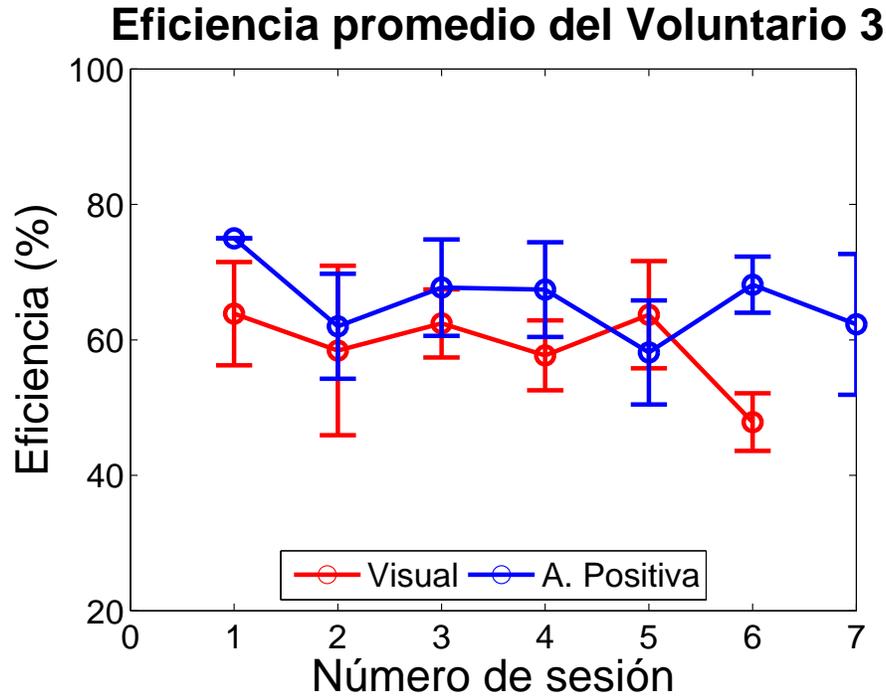


Figura 13. Porcentaje de aciertos promedio alcanzado por el Voluntario 3 a lo largo de varias sesiones empleando retroalimentación visual o audible positiva. Las barras de error representan la desviación estándar de la sesión correspondiente.

6.2.4. Voluntario 4

El porcentaje de aciertos promedio logrado por el voluntario con modalidad visual, audible positiva y vibrotáctil positiva se presenta en la Figura 14. Este voluntario fue candidato a la retroalimentación vibrotáctil debido a que no alcanzó un nivel de control suficiente con retroalimentación visual ($53.45 \pm 8.37\%$) ni audible positiva ($49.62 \pm 6.53\%$). Sin embargo, la eficiencia promedio con retroalimentación vibrotáctil ($52.61 \pm 7.86\%$) también rondó el nivel de azar. El ANOVA reveló que no existió una

diferencia estadísticamente significativa entre los tres tipos de retroalimentación, e incluso tampoco hay un cambio al comparar las distintas sesiones de cada modalidad, como se muestra en la Tabla 5.

Factor	Tipo	F	Valor p
Retroalimentación	V, AP, TP	1.4 ^(†)	0.252
Sesión (V)	1-7	1.79 ^(†)	0.126
Sesión (AP)	1-3	1.37 ^(†)	0.288
Sesión (TP)	1-4	2.49 ^(†)	0.084

(†)ANOVA de un factor, * $p < 0.05$, (V)Visual, (AP)Audible positiva, (TP)Vibrotáctil negativa

Tabla 5. Resultados de las pruebas ANOVA y de comparaciones múltiples del Voluntario 4.

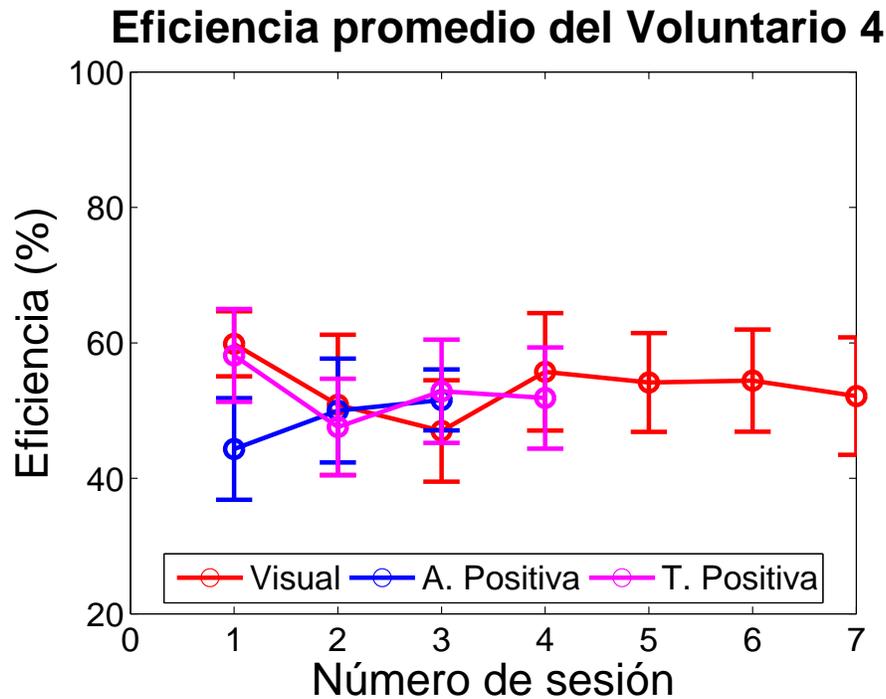


Figura 14. Porcentaje de aciertos promedio alcanzado por el Voluntario 4 a lo largo de varias sesiones empleando retroalimentación visual, audible positiva y vibrotáctil positiva. Las barras de error representan la desviación estándar de la sesión correspondiente.

6.2.5. Voluntario 5

La eficiencia promedio del voluntario al manipular la interfaz se observa en la Figura 15, alcanzando un desempeño promedio para todas las sesiones de $69.08 \pm 16.71\%$ con retroalimentación visual y $52.45 \pm 9.86\%$ con audible negativa. Las pruebas ANOVA, presentadas en la Tabla 6, indicaron que la eficiencia de la modalidad visual era significativamente mayor. Además, se encontró un efecto del número de sesión en el desempeño en la retroalimentación visual, contrario a la contraparte audible negativa. La prueba de comparaciones múltiples detallaron que la cuarta ($81.00 \pm 6.71\%$) y quinta ($87.43 \pm 4.72\%$) sesión visual tuvieron una eficiencia más alta que la primera ($54.86 \pm 9.48\%$) y la segunda ($54.86 \pm 6.62\%$) sesión, lo que indica que hubo un aumento en el porcentaje de aciertos a lo largo de las sesiones. En este último análisis se omitieron los resultados de la sexta sesión debido a que sus dos datos tenían una varianza igual a cero, pero cabe destacar que en dicha sesión el voluntario obtuvo un promedio de 90% , lo cual es un porcentaje de aciertos suficiente para controlar la interfaz.

Factor	Tipo	F	Valor p	Comparación múltiple*
Retroalimentación	V, AN	25.37 ^(‡)	4.622×10^{-6}	V>AN
Sesión (V)	1-6	34.34 ^(‡)	2.820×10^{-7}	4,5>1,2
Sesión (AN)	1-5	0.26 ^(†)	0.899	

(†)ANOVA de un factor, (‡)ANOVA de Welch, * $p < 0.05$, (V)Visual, (AN)Audible negativa

Tabla 6. Resultados de las pruebas ANOVA y de comparaciones múltiples del Voluntario 5.

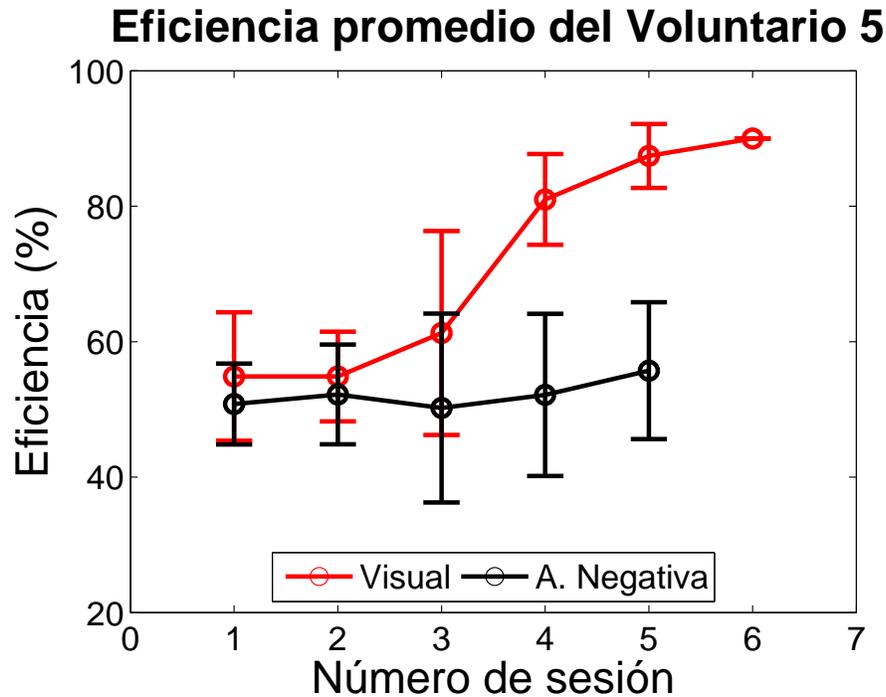


Figura 15. Porcentaje de aciertos promedio alcanzado por el Voluntario 5 a lo largo de varias sesiones empleando retroalimentación visual y audible negativa. Las barras de error representan la desviación estándar de la sesión correspondiente.

6.2.6. Voluntario 6

La eficiencia promedio para retroalimentación visual y audible negativa de este voluntario se muestran en la Figura 16. Allí se puede observar que no hay cambios evidentes al transcurrir las sesiones para la modalidad visual, pero en el caso de la audible negativa se evidencía una ligera tendencia al aumento del desempeño con el paso de las sesiones. La prueba ANOVA de la Tabla 7 reveló que no hay un cambio estadísticamente significativo en la modalidad visual, pero sí en la audible negativa. Específicamente, la tercera, cuarta y sexta sesión tienen un porcentaje de aciertos mayor que la segunda sesión, de acuerdo a la prueba de comparaciones múltiples. Lo anterior sugiere un aumento en la eficiencia con el tiempo. Es evidente que no hay una diferencia significativa entre el desempeño de la retroalimentación visual ($64.38 \pm 8.14\%$) y la audible negativa ($63.78 \pm 12.54\%$), lo cual se corrobora con la prueba ANOVA.

Factor	Tipo	F	Valor p	Comparación múltiple*
Retroalimentación	V, AN	0.06 ^(‡)	0.805	
Sesión (V)	1-6	1.97 ^(†)	0.106	
Sesión (AN)	1-6	5.91 ^(†)	6.455×10^{-4}	3,4,6>2

(†)ANOVA de un factor, (‡)ANOVA de Welch, * $p < 0.05$, (V)Visual, (AN)Audible negativa

Tabla 7. Resultados de las pruebas ANOVA y de comparaciones múltiples del Voluntario 6.

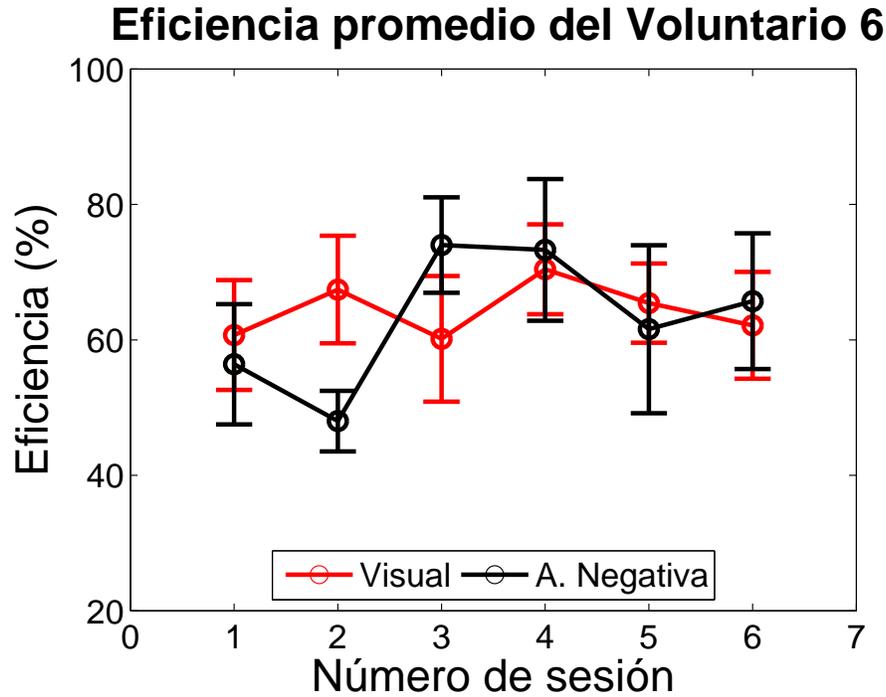


Figura 16. Porcentaje de aciertos promedio alcanzado por el Voluntario 6 a lo largo de varias sesiones empleando retroalimentación visual y audible negativa. Las barras de error representan la desviación estándar de la sesión correspondiente.

6.3. Selección de modalidad de retroalimentación

En base a los resultados previos, donde las eficiencias alcanzadas durante la fase de entrenamiento y en la fase operativa resultaron ser dependientes del voluntario, es posible concluir de manera preliminar que no hay un tipo de retroalimentación que funcione con todos los voluntarios, sino que la modalidad debe ser personalizada. Considerando lo anterior, surge la necesidad de conocer cuántas sesiones son suficientes para determinar si la modalidad de retroalimentación está resultando en un aprendizaje y, por ende, es una modalidad viable. Para ello, se propone evaluar primero cuál es el número

mínimo de sesiones para detectar una diferencia estadísticamente significativa y que, además, perdure por el resto de las sesiones y por mínimo dos sesiones. Así pues, se espera que las diferencias en la eficiencia se mantengan a lo largo de las sesiones para que sean atribuidas a mejoras o desmejoras en el aprendizaje. Para ello se comparó el desempeño entre las sesiones de manera acumulativa a partir de la tercera sesión. Esto es, se comparó el desempeño entre las sesiones $\{1, 2, 3\}$, $\{1, 2, 3, 4\}$, y así sucesivamente hasta el final de las pruebas con un mismo tipo de retroalimentación. A continuación se muestran las pruebas ANOVA y de comparaciones múltiples efectuadas para los voluntarios en los cuales se observó un aprendizaje:

- **Voluntario 1:** como se puede notar en la Tabla 8, la prueba ANOVA detecta un cambio estadísticamente significativo en el intervalo entre las sesiones 1-3 que se mantiene conforme se agregan nuevas sesiones.
- **Voluntario 5:** en la Tabla 9 se observa que en la cuarta sesión existe un aprendizaje estadísticamente significativo que permanece para la quinta sesión, donde la prueba de comparaciones múltiples señala que la cuarta y quinta sesión tienen una eficiencia media mayor que la primera y segunda sesión.
- **Voluntario 6:** de acuerdo a la Tabla 10, en la tercera sesión es posible observar un aprendizaje donde la tercera sesión tiene un desempeño significativamente mayor. Esta tendencia, donde las sesiones finales tienen una eficiencia media mayor, se mantiene hasta la sexta sesión.

Factor	Grupo analizado	F	Valor p	Comparación múltiple*
Sesión (AP)	1-3	5.17 ^(†)	0.020	2,3>1
	1-4	3.57 ^(†)	0.035	2,3>1
	1-5	3.38 ^(†)	0.025	2,3>1
	1-6	3.74 ^(†)	0.009	2,3,5,6>1

(†)ANOVA de un factor, * $p < 0.05$, (AP)Audible positiva

Tabla 8. Resultados de las pruebas ANOVA y de comparaciones múltiples del Voluntario 1 con retroalimentación audible positiva.

Factor	Grupo analizado	F	Valor p	Comparación múltiple*
Sesión (V)	1-3	0.80 ^(†)	0.464	
	1-4	10.58 ^(†)	1.272×10^{-4}	4>1,2,3
	1-5	34.34 ^(‡)	2.820×10^{-7}	5,4>1,2

(†)ANOVA de un factor, (‡)ANOVA de Welch, * $p < 0.05$, (V)Visual

Tabla 9. Resultados de las pruebas ANOVA y de comparaciones múltiples del Voluntario 5 con retroalimentación visual.

Factor	Grupo analizado	F	Valor p	Comparación múltiple*
Sesión (AN)	1-3	17.81 ^(†)	2.562×10^{-4}	3>1,2
	1-4	12.82 ^(†)	1.013×10^{-4}	3,4>1,2
	1-5	7.46 ^(†)	4.721×10^{-4}	4>1 ; 3,4>2
	1-6	5.91 ^(†)	6.455×10^{-4}	3,4,6>2

(†)ANOVA de un factor, * $p < 0.05$, (AN)Audible negativa

Tabla 10. Resultados de las pruebas ANOVA y de comparaciones múltiples del Voluntario 6 con retroalimentación audible negativa.

Para los tres casos expuestos, a partir de la cuarta sesión es posible observar un aprendizaje que es corroborado con un aumento en el desempeño que resulta estadísticamente significativo, y la tendencia de aumento significativo de la eficiencia se sostiene conforme se realizan nuevas sesiones. Es por esto que se propone que cuatro sesiones sea el límite de sesiones a efectuar con una modalidad de retroalimentación. De este modo, es posible evitar que el operador de la BCI pase por sesiones de entrenamiento exhaustivas e innecesarias y así seleccionar en un menor tiempo la modalidad que mejor funcione para ese voluntario.

6.4. Valoración final de los voluntarios

A continuación se enuncia la valoración final del desempeño de los voluntarios en base a los resultados anteriormente mostrados y enfocándose en determinar la viabilidad del empleo de la retroalimentación audible o vibrotáctil:

- El Voluntario 1 definitivamente alcanzó niveles de control sobre la interfaz usando retroalimentación audible positiva.
- El Voluntario 2 no obtuvo un nivel de control suficiente al emplear retroalimentación audible positiva ni al usar la modalidad vibrotáctil negativa.
- El Voluntario 3 alcanzó niveles bajos e insuficientes de control al utilizar retroalimentación audible positiva, los cuales fueron comparables a los niveles de control alcanzados con retroalimentación visual.
- El Voluntario 4 no logró control alguno al usar retroalimentación audible positiva ni al recibir retroalimentación vibrotáctil positiva.
- El Voluntario 5 no alcanzó ningún control al utilizar retroalimentación audible negativa.
- El Voluntario 6 logró niveles bajos e insuficientes de control al emplear retroalimentación audible negativa, los cuales fueron comparables a los niveles de control alcanzados con retroalimentación visual.

Finalmente, se puede mencionar que los Voluntarios 1, 2 y 5 son buenos candidatos a operar una BCI en retroalimentación visual. Para aquellos voluntarios con los que no se logró el control por ningún medio, actualmente se recomienda un número mayor de sesiones de entrenamiento. Otras opciones se plantean como trabajo futuro en la Sección 7.

7. Conclusiones y trabajo futuro

En este trabajo se evaluaron los desempeños alcanzados en una BCI con retroalimentación audible positiva, audible negativa, vibrotáctil positiva y vibrotáctil negativa y se compararon contra el alcanzado empleando el modelo clásico de retroalimentación visual en la fase de entrenamiento y en la fase operativa. Los resultados del análisis del desempeño indicaron que las retroalimentaciones audible y vibrotáctil son candidatas a sustituir a la retroalimentación visual, ya que presentan un patrón que se ha relacionado con un proceso de aprendizaje, e igualmente se encontró que las eficiencias alcanzadas con cada modalidad en la fase de entrenamiento y en la fase operativa fueron dependientes del voluntario y no hubo ninguna modalidad que tuviera una mayor eficiencia en todos los voluntarios. Por todo ello se sugiere que el tipo de retroalimentación empleado sea personalizado.

En este trabajo también se propuso una estrategia de selección personalizada de la modalidad de retroalimentación que consiste en la evaluación con pruebas ANOVA y de comparaciones múltiples en cada sesión realizada hasta que el valor p sea menor al valor de significancia estadística preestablecido. Para los voluntarios evaluados en este trabajo, se observó que cuatro es el número mínimo de sesiones requeridas para observar un aumento estadísticamente significativo en la eficiencia en aquellos casos en los que hubo aprendizaje en el manejo de la BCI. La tendencia de que las últimas sesiones tuvieran una eficiencia mayor que las primeras sesiones se mantuvo conforme se realizaron nuevas sesiones, por lo que se propone que cuatro sea también el límite en el número de sesiones realizadas para evaluar cada modalidad de retroalimentación. Con la estrategia anterior podrían evaluarse las modalidades de interés y determinar en pocas sesiones cuál es la modalidad con mejor desempeño, con lo que se evitaría someter al sujeto de prueba a sesiones innecesarias de entrenamiento exhaustivo con la BCI.

El hecho de que no se observara que la retroalimentación negativa contribuyera más al aprendizaje que la retroalimentación positiva, tal como se sugiere en [10], puede deberse a que los resultados del estudio que se tomó como referencia para establecer la hipótesis se basan en las tendencias promedio para un número pequeño de personas, que no necesariamente reflejan el comportamiento observado para la mayoría de los sujetos.

Como trabajo futuro, se contempla extender el estudio de la retroalimentación, buscando alternativas para aquellos voluntarios en los que no se observa control suficiente en el manejo de una BCI. Una posible opción es el uso de la estimulación eléctrica funcional (en Inglés, *functional electrical stimulation* o FES) durante el entrenamiento. La FES consiste en estimular eléctricamente los músculos, lo cual produce un movimiento que puede servir al voluntario como una pauta o un ejemplo a seguir al procurar modular sus señales cerebrales. Además, se pretende estudiar la retroalimentación considerando el contexto en el que se emplean las BCIs, ya que la aplicación que se le da a la BCI puede conllevar limitaciones en el diseño de la retroalimentación. Por ejemplo, en algunas aplicaciones de restauración de movimiento se emplea FES para estimular los músculos para que el operador pueda moverse [19]. Sin embargo, en una BCI basada en un paradigma de movimiento imaginado con FES, no se emplea como comando de control la imaginación del movimiento de una parte del cuerpo que se moverá, ya sea de forma activa, pasiva o por medio de estimulación con FES. Esto se debe a que, cuando se realiza dicho movimiento, puede afectarse la modulación de la banda μ y β en la misma área de la corteza cerebral que se utiliza para controlar la BCI. Por lo anterior, es de interés estudiar los efectos de cómo se brinda la retroalimentación y definir la forma de planear la retroalimentación si se consideran las limitaciones de la BCI.

Apéndices

A. Coeficiente de determinación

El coeficiente de determinación r^2 es una medida estadística que se calcula a partir de un par de distribuciones muestrales. Este coeficiente refleja qué tanto difieren las medias de dos distribuciones en relación a la varianza y es útil porque provee la proporción de la varianza de una variable que se puede predecir con la otra variable, esto considerando que tienen una relación lineal.

Sean G las condiciones bajo las que se toman las mediciones (en nuestro caso imaginar un movimiento y la condición de reposo), L el conjunto de sus mediciones de la potencia de la señal correspondiente a una frecuencia determinada, y las parejas (g_n, l_n) las observaciones registradas, donde $n = 1, 2, \dots, N$ muestras en el tiempo, el coeficiente de determinación r^2 se calcula con la siguiente ecuación [20]:

$$r_{gl}^2 = \frac{s_{gl}^2}{s_g^2 s_l^2}, \quad (2)$$

donde

$$s_{gl} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (g_n - \bar{g})(l_n - \bar{l}), \quad (3)$$

es la covarianza muestral entre G y L ,

$$s_g = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (g_n - \bar{g})^2}, \quad (4)$$

es la desviación estándar muestral de G , y

$$s_l = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (l_n - \bar{l})^2}, \quad (5)$$

es la desviación estándar muestral de L . Las cantidades $[\bar{g} = \frac{1}{N} \sum_n g_n]$ y $[\bar{l} = \frac{1}{N} \sum_n l_n]$ en (3)-(5) son las medias muestrales de G y L , respectivamente. En base a esto, r_{gl}^2 puede tomar valores entre 0 y 1, donde 1 indica una relación lineal perfecta y 0 refleja la ausencia de una relación lineal entre G y L .

En el contexto de una BCI, el coeficiente de determinación se calcula con las señales que han sido medidas bajo dos tareas distintas, y puede entenderse como la fracción de la varianza total asociada a una tarea. De manera simplista, r^2 es aquí utilizada como una medida de qué tan bien se pueden inferir los deseos del usuario a partir de la señal cerebral.

B. ANOVA

El análisis de varianza (en Inglés, *analysis of variance* o ANOVA) es un método para probar la igualdad de tres o más medias poblacionales mediante el análisis de las varianzas muestrales. Este análisis se basa en el concepto fundamental de que las poblaciones tienen una misma varianza y consiste en comparar las varianzas entre las muestras con la varianza dentro de las muestras. En específico, el estadístico de prueba, usualmente llamado F , para análisis de varianza de un factor es la razón de estas dos varianzas:

$$F = \frac{\text{varianza entre las muestras}}{\text{varianza dentro de las muestras}}. \quad (6)$$

Si las tres (o más) medias poblacionales fuesen todas iguales, como lo afirma la hipótesis nula, entonces se esperaría que la media muestral de cualquier muestra individual caiga dentro del rango de variación de cualquier otra muestra individual.

Un valor de F grande indica que las medias muestrales difieren más que los datos dentro de las muestras individuales. Esto es poco probable si las poblaciones son iguales,

como afirma la hipótesis nula. Por el contrario, un valor de F pequeño señala que las medias muestrales difieren menos que los datos dentro de las muestras individuales, sugiriendo que la diferencia entre las medias muestrales podrían haber surgido por el azar. Con el valor F puede calcularse el valor de significancia estadística p , que denota la probabilidad de que las variaciones entre los grupos comparados sean atribuibles al azar. La decisión de si alguna de las medias de los grupos difiere de las otras medias se toma en base a un umbral que usualmente es de 0.05. Si $p < 0.05$, se dice que hay una diferencia entre las medias que es estadísticamente significativa al nivel 0.05, y si $p \geq 0.05$ entonces se asume que las medias tienen una misma media poblacional.

De este modo, los resultados de la ANOVA pueden interpretarse de la siguiente manera: si las medias son iguales, significa que las variaciones entre los grupos se deben al azar con una probabilidad p . Por otro lado, si se determina que alguna de las medias grupales es distinta, significa que las variaciones entre los grupos comparados se debe al azar con una probabilidad $p < 5\%$, por lo que es probable que exista una diferencia entre los grupos comparados. En el caso en que se viole la condición de homogeneidad de varianzas supuesta por la prueba ANOVA, es posible realizar el análisis empleando la ANOVA de Welch, que no supone que las varianzas son iguales [21].

Aunque la prueba ANOVA ayuda a indentificar si existe alguna diferencia entre los grupos comparados, no es posible identificar cuáles grupos son distintos de manera estadísticamente significativa y cuáles no. Por ello, se realizan pruebas de comparaciones múltiples que, como su nombre lo indica, realizan comparaciones de cada uno de los grupos respecto a todos los demás y se toma una decisión de que hay una diferencia estadísticamente significativa cuando el valor p es menor a un nivel de 0.05. En el caso de la ANOVA tradicional puede realizarse la prueba de comparaciones múltiples de Tukey-Kramer, mientras que para el ANOVA de Welch se puede realizar el análisis con el método de Games-Howell. Actualmente existen varios programas, como MATLAB [22], que permiten realizar las pruebas ANOVA y las pruebas de comparaciones múltiples de manera rápida y sencilla.

C. Detalles sobre la implementación de la BCI

La interfaz empleada en este proyecto está basada en la plataforma libre de desarrollo BCI2000 versión 3.0.5, en específico en el denominado “tutorial del ritmo μ ”. Por otro lado, dicha plataforma ya cuenta con el soporte técnico necesario para la adquisición de las señales de EEG utilizando el sistema B-Alert X10.

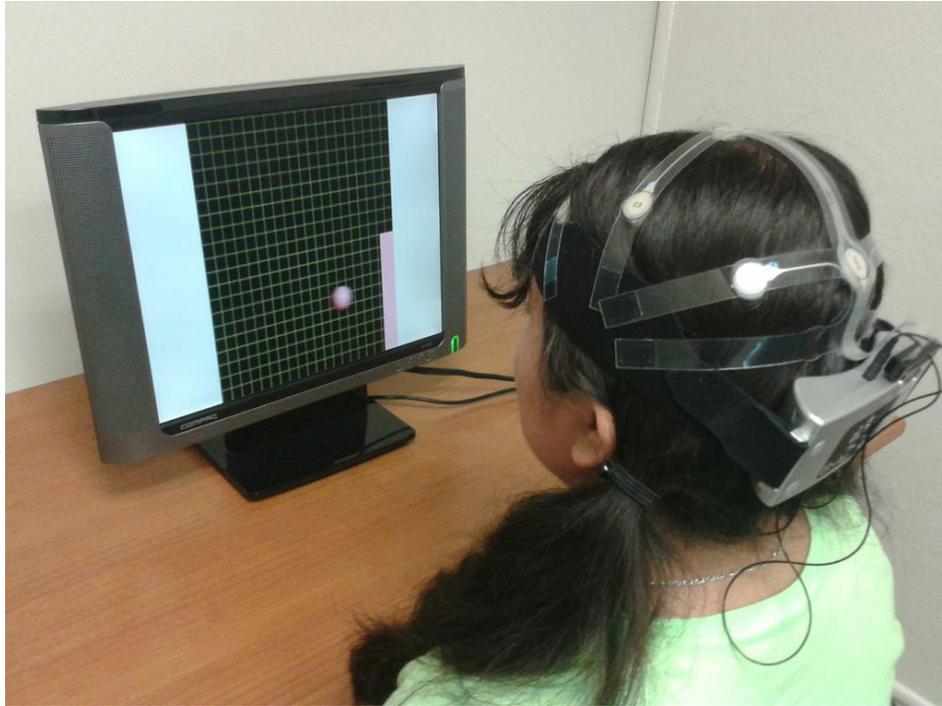
El B-Alert X-10 adquiere las señales de nueve electrodos de EEG (Fz, F3, F4, Cz, C3, C4, POz, P3 y P4) con ganancia fija referenciados al mastoides. Las mediciones se realizan con una frecuencia de muestreo de 256 Hz y un rango dinámico de $\pm 1000 \mu V$, las cuales son filtradas con un filtro pasabanda de 0.1 a 65 Hz en cuyas frecuencias de corte hay una atenuación de 3 dB. En la Figura 17 se muestran vistas (a) lateral y (b) posterior del equipo B-Alert en funcionamiento. Allí se puede observar que los electrodos se encuentran fijos en un arreglo plástico que se adhiere a una cinta de velcro y que posee un conector que va directo a la unidad de amplificación y retransmisión de las señales.

El B-Alert manda vía Bluetooth las señales de EEG adquiridas a la computadora, en la cual la persona que está a cargo de los experimentos puede tener control sobre la configuración de los parámetros experimentales, el inicio y el fin de los experimentos, además de observar en tiempo real el registro de las señales de EEG y otros datos relevantes para el estudio desarrollado. De este modo, el experimentador puede monitorear el desarrollo del experimento.



Figura 17. Vistas (a) lateral y (b) posterior del B-Alert X-10.

A fin de proporcionar indicaciones visuales y retroalimentación al operador de la BCI, se usó una pantalla adicional con bocinas integradas. Para proporcionar retroalimentación vibrotáctil se desconectó la entrada de audio de las bocinas y se alimentó con la señal de audio a los vibradores. En la Figura 18(a) se muestra una imagen del operador de la BCI con la pantalla en la que se le da la retroalimentación, mientras que en la Figura 18(b) se muestra el sistema completo de BCI, donde se pueden observar tanto el operador como el experimentador.



(a)



(b)

Figura 18. Vista durante la realización del experimento: (a) usuario de la BCI recibiendo retroalimentación visual y (b) sistema completo, mostrando también al experimentador monitoreando la adquisición.

Referencias

- [1] H. Higashi, T. M. Rutkowski, Y. Washizawa, A. Cichocki y T. Tanaka, “EEG auditory steady state responses classification for the novel BCI”, en *Proceedings of the 33rd Annual IEEE/EMBS International Conference*, Boston, MA, EUA, 2011, pp. 4576–4579.
- [2] A. S. Royer, M. L. Rose y B. He, “Goal selection vs. process control in non-invasive brain-computer interface”, en *Proceedings of the 33rd Annual IEEE/EMBS International Conference*, Boston, MA, EUA, 2011, pp. 4235–4238.
- [3] M. I. Posner, S. E. Petersen, P. T. Fox y M. E. Raichle, “Localization of Cognitive Operations in the Human Brain”, *Psychophysiology*, vol. 240, no. 4859, pp. 1627–1631, Junio 1988.
- [4] N. Birbaumer, “Breaking the silence: brain-computer interfaces (BCI) for communication and motor control”, *Psychophysiology*, vol. 43, no. 6, pp. 517–532, Noviembre 2006.
- [5] E. Lopez-Larraz, M. Creatura, I. Iturrate, L. Montesano y J. Minguez, “EEG single-trial classification of visual, auditive and vibratory feedback potentials in Brain-Computer Interfaces”, en *Proceedings of the 33rd Annual IEEE/EMBS International Conference*, Boston, MA, EUA, 2011, pp. 4231–4234.
- [6] A. Chatterjee, V. Aggarwal, A. Ramos, S. Acharya y N. V. Thakor, “A brain-computer interface with vibrotactile biofeedback for haptic information”, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 4, no. 1, pp. 40–51, Octubre 2007.
- [7] H. Gao, M. Ouyang, D. Zhang y B. Hong, “An auditory brain-computer interface using virtual sound field”, en *Proceedings of the 33rd Annual IEEE/EMBS International Conference*, Boston, MA, EUA, 2011, pp.4568–4571.
- [8] F. Cincotti, L. Kauhanen, F. Aloise, T. Palomäki, N. Caporusso, P. Jylänki, D. Mattia, F. Babiloni, G. Vanacker, M. Nuttin, M. G. Marciani y J. R. Millán, “Vi-

- brotactile feedback for brain-computer interface operation”, *Computational Intelligence and Neuroscience*, vol. 2007, ID: 48937, pp. 1–13, Enero 2007.
- [9] F. Nijboer, A. Furdea, I. Gunst, J. Mellinger, D. J. McFarland, N. Birbaumer y A. Kübler, “An auditory brain-computer interface (BCI)”, *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 167, no. 1, pp. 43–50, Enero 2008.
- [10] M. Gonzalez-Franco, P. Yuan, D. Zhang, B. Hong y S. Gao, “Motor imagery based brain-computer interface: A study of the effect of positive and negative feedback”, en *Proceedings of the 33rd Annual IEEE/EMBS International Conference*, Boston, MA, EUA, 2011, pp. 6323–6326.
- [11] D. J. McFarland, L. A. Miner, T. M. Vaughan y J. R. Wolpaw, “Mu and Beta Rhythm Topographies During Motor Imagery and Actual Movements”, *Brain Topography*, vol. 12, no. 3, pp. 177–186, Marzo 2000.
- [12] Advanced Brain Monitoring (2012) [Online]. Available: www.advancedbrainmonitoring.com
- [13] M. R. Torres Narváez, “Examen clínico-funcional del sistema nervioso en el adulto”, en *Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano*, J. Daza, Ed. Médica Internacional LTDA., Capítulo 6, pp. 97–142, Bogotá, Colombia, 2007.
- [14] B. Aldalur y M. Santamaría, “Realce de imágenes: filtrado espacial”, *Revista de Teledetección*, no. 17, pp.31–42, Junio 2002.
- [15] M. H. Hayes, “Signal modeling”, en *Statistical Digital Signal Processing and Modeling*, J. Wiley & Sons, Inc., capítulo 4, pp. 129–214, EUA, 1996.
- [16] F. Babiloni, F. Cincotti, L. Lazzarini, J. Millán, J. Mouriño, M. Varsta, J. Heikkinen, L. Bianchi y M. G. Marciani, “Linear Classification of Low-Resolution EEG Patterns Produced by Imagined Hand Movements”, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, no. 2, pp. 186–188, Junio 2000.

- [17] G. Schalk, D. J. McFarland, T. Hinterberger, N. Birbaumer y J.R. Wolpaw, “BCI2000: a general-purpose brain-computer interface (BCI) system”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 6, pp. 1034–1043, Junio 2004.
- [18] D. Gutiérrez y R. Salazar-Varas, “Using Eigenstructure Decomposition of Time-Varying Autoregressions in Common Spatial Patterns-Based EEG Signal Classification”, *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 7, no. 6, pp. 622–631, 2012.
- [19] G. R. Müller, C. Neuper, R. Rupp, C. Keinrath, H. J. Gerner y G. Pfurtscheller, “Event-related beta EEG changes during wrist movements induced by functional electrical stimulation of forearm muscles in man”, *Neuroscience Letters*, vol. 340, no. 2, pp. 143–147, Abril 2003.
- [20] A. H. Murphy, “The Coefficients of Correlation and Determination as Measures in Performance in Forecast Verification”, *Weather and forecasting*, vol. 10, no. 4, pp. 681–688, Diciembre 1995.
- [21] J. Sall, L. Creighton y A. Lehman, “Comparing Many Means: One-Way Analysis of Variance”, en *JMP Start Statistics: A guide to Statistics and Data Analysis Using JMP and JMP IN Software*, SAS Institute Inc., capítulo 9, pp. 199–228, NC, EUA, 2005.
- [22] Guide, Matlab User’s. “The MathWorks”. Inc., Natick, MA, 1998, vol. 5.