



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL
ESTADO DE MORELOS



Centro de Investigación
Transdisciplinar en Psicología

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE
MORELOS

CENTRO DE INVESTIGACIÓN TRANSDISCIPLINAR EN
PSICOLOGÍA

Propuesta para interfaz cerebro-computadora
con enfoque corporizado

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
Maestría en Ciencias Cognitivas

PRESENTA:
Edany Salazar

DIRECTOR DE TESIS:
Bruno Lara Guzmán

octubre de 2016

Índice general

CAPÍTULO

1. Introducción	1
1.1. Descripción	1
1.2. Planteamiento y delimitación del problema	3
1.3. Preguntas de investigación	5
1.4. Objetivo General	5
1.5. Hipótesis	5
2. EEG	7
2.1. Historia	7
2.2. Implementaciones de BCI	12
3. BCI	15
3.1. Neuroanatomía del movimiento	19
3.2. BCI para movimiento	22
4. Propuesta BCI corporizado	27
5. Experimento piloto	33
5.1. Método	33
5.1.1. Participantes	33
5.1.2. Instrumentos	33
5.1.3. Procedimiento	34
5.1.4. Análisis de datos	38
5.1.5. Resultados	41
6. Conclusiones	47
Bibliografía	51

Índice de figuras

2.1.	Potencial de acción	9
2.2.	Tipos de lecturas	10
2.3.	10/20	11
2.4.	10/20	12
3.1.	Funcionamiento BCI	15
3.2.	EEG filtrado	18
3.3.	Corteza somatosensorial	20
3.4.	P300 speller	23
3.5.	SSVEP	24
5.1.	Laberinto	35
5.2.	Instrumentos	36
5.3.	Features P01 Rest	42
5.4.	Features P02 Rest	43
5.5.	r^2 P01 Rest	44
5.6.	r^2 P02 Rest	44
5.7.	Features P01 botones	45
5.8.	Features P02 botones	45
5.9.	r^2 P01 presionar botones	46
5.10.	r^2 P02 presionar botones	46

RESUMEN

Propuesta para interfaz cerebro-computadora con enfoque corporizado

Edany Salazar

Para usos protéticos, aumentativos, correctivos o terapéuticos, las interfaces cerebro computadora, ofrecen una gran oportunidad de expandir o recuperar los medios de interacción con el ambiente y el mundo. Controlar algo con el pensamiento advierte un gran avance tecnológico que impactaría en la expansión de las capacidades físicas humanas. En esta investigación se propone una interfaz cerebro-computadora con un enfoque corporizado, de bajo entrenamiento y respuesta intuitiva. Se propone identificar los patrones de activación cerebral relacionados con el movimiento lateral en un laberinto. Al realizar un movimiento a la izquierda o derecha, el participante muestra señales sobre la corteza motora mucho antes de realizar la acción. Al ejecutar el estímulo del laberinto desde una pantalla con visión en primera persona, los estímulos parecen más cercanos a situaciones de la vida real, lo que permite que la idea de moverse hacia algún lado, sea una respuesta natural. Así se considera que los estímulos se están suscitando del participante, por lo que hay, una activación electroencefalográfica semejante a la que hay en una decisión propia de movimiento.

CAPÍTULO 1

Introducción

1.1. Descripción

Actualmente en la investigación relacionada a la cognición, se destaca la importancia del cuerpo en el desarrollo, ya que es más que solo un transporte para nuestro cerebro, pues nos ofrece una gran cantidad de maneras de interactuar con el mundo, aprenderlo y vivirlo. Sin embargo, existen diversos padecimientos y accidentes que pueden privarnos de nuestro cuerpo, es decir, se pueden perder una o más funciones corporales y la movilidad es una de ellas. Es así que la electroencefalografía (EEG), es utilizada en conjunto con una interfaz de software para ofrecer un medio alternativo de interacción y movimiento.

Ayudar a personas con discapacidad motriz a recobrar interacción con el ambiente es uno de los motivos en el desarrollo de la tecnología BCI¹. Que a su vez, también se utiliza para aumentar las capacidades motoras de los individuos que no tienen afectaciones físicas. En el cerebro, la sinapsis neuronal utiliza micro corrientes eléctricas como medio de comunicación entre neuronas, a ello se le denomina potenciales de acción. Dichos potenciales -funcionando en conjunto y de manera organizada- permiten la realización y coordinación de acciones, así como de funciones cognitivas. Los potenciales de acción se manifiestan en distintas áreas de la corteza, según la tarea que se esté ejecutando. Por este motivo, los potenciales de acción han sido utilizados para controlar el movimiento horizontal, vertical y de profundidad, en distintos dispositivos y como medios alternativos de comunicación, como se puede ver en los experimentos de: Wolpaw y McFarland (2004); Royer et al. (2010); Doud et al. (2011); Fabiani et al. (2004); Citi et al. (2008); McFarland et al. (2008).

La cognición cimentada propone que la cognición depende en una buena parte de las propiedades del mundo y de las capacidades físicas del cuerpo, es decir, que los procesos cognitivos no se efectúan en el cerebro de manera independiente de las situaciones externas. Por el contrario, Barsalou (2008, 1999); Pezzulo et al. (2013) consideran que el medio físico y social juegan

¹del inglés *Brain Computer Interface* o interfaz cerebro computadora

papeles esenciales en dichos procesos, y que se debe considerar otros sistemas corporales como: los procesos motores, la percepción externa (vista, oído, tacto, gusto y olfato), la percepción interna que incluye a las emociones, la introspección, la propiocepción, entre otras. El objetivo es resaltar que la cognición está fuertemente influenciada y nutrida por el ambiente y nuestros medios de interacción con el mismo.

Es así que los individuos van formando, refinando y redefiniendo sus procesos cognitivos y sus esquemas sensorimotrices con el paso del tiempo y las experiencias. Esto se podría considerar como un proceso de entrenamiento continuo y diligente que provee resultados innegables en cuanto a la movilidad de los individuos en su ambiente. De esta manera, cuando se trata de reentrenar a un individuo para el uso de un dispositivo ajeno a sí, el resultado es un manejo pobre y torpe que va mejorando conforme avanzan las sesiones de entrenamiento. Sin embargo, es necesario enfatizar que no siempre se consigue un manejo fluido sin importar el número de sesiones de entrenamiento a las que sea expuesto el individuo.

En cuando a BCI se refiere, el entrenamiento es un proceso que se lleva a cabo para que el BCI y su algoritmo de categorización, puedan observar las activaciones EEG del participante. El objetivo es que al presentar una serie de datos, relacionadas con una activación en específico -como mover la mano a la izquierda-, el algoritmo pueda discernir qué está haciendo el participante con tan solo observar las lecturas de su activación.

Sin embargo, esto es una limitante y es uno de los problemas más grandes en el área. Hasta ahora el propósito es que los individuos aprendan -a través del entrenamiento y mucha práctica- a modular sus activaciones cerebrales. Una vez que dichas activaciones son suficientemente repetibles, son caracterizadas como comandos que les permiten controlar aplicaciones o dispositivos con sólo el uso de su cerebro.

Tradicionalmente los potenciales relacionados a eventos has sido utilizados como punto de referencia para el entrenamiento del BCI, dichos potenciales se refieren a la activación EEG vinculada a un estímulo presentado. En una tarea donde el participante deba levantar su mano, se puede considerar la actividad EEG del movimiento como un potencial relacionado a un evento.

Para BCI con tareas relacionadas a movimiento, usualmente se alude a las cortezas primaria, premotora y secundaria para las lecturas electroencefalográficas, ya que en éstas se manifiestan prominentemente y de manera natural, potenciales de acción relacionados con movimiento (i.e. cada que se lleva a cabo una acción de movimiento éstas cortezas tienen una gran activación que se concentra en disitinas áreas según el tipo y lugar de movimiento

a efectuarse) (He et al., 2013; McFarland et al., 2010; Wolpaw, 2007). El BCI, obtiene la lectura de los potenciales de acción a través de un electroencefalógrafo, que registra las lecturas y las almacena, posteriormente se limpian a través de una serie de filtros y se interpretan con algoritmos para categorizar. Con estos datos filtrados y categorizados, se efectúa la interconexión entre el dispositivo que se busca controlar y el BCI.

Los potenciales premotores, son activaciones EEG que se manifiestan en la corteza sensorimotora hasta 1 seg. antes de un movimiento.

Por lo cual, la presente propuesta experimental tiene como objetivo obtener y utilizar las activaciones EEG implicadas de manera natural, al pensar o actuar en relación al movimiento hacia izquierda o derecha. Esto para facilitar la interacción del usuario con el BCI, disminuyendo el tiempo de entrenamiento requerido para su control y reduciendo el tiempo transcurrido para la ejecución del comando, utilizando la activación premotora en lugar de potenciales relacionados a eventos.

1.2. Planteamiento y delimitación del problema

Con las tecnologías de BCI se ha podido controlar una gran cantidad de dispositivos, cada uno con su grado de dificultad. Sin embargo, aquellos que no se implementan en ambientes controlados son los que presentan el mayor desafío, es así que actualmente aún hay varias mejoras que se pueden hacer a esta tecnología. El uso exitoso del BCI, implica una importante cantidad de sesiones y horas de entrenamiento, donde el desempeño del participante se va mejorando con el paso de las sesiones y con la retroalimentación de la aplicación. Esto se debe principalmente a que el usuario mejora su técnica de control. Es decir, encuentra pensamientos o acciones que hacen que sus patrones de EEG ² sean más aptos para el procesamiento de la señal. Así, los participantes aprenden a modular sus ondas cerebrales -mediante pensamientos específicos- para poder alcanzar los umbrales determinados en las etapas de entrenamiento. Esto implica un gran esfuerzo y dedicación por parte del participante. Además, todo ese entrenamiento realizado será útil sólo para ese participante en específico. Existe una gran variabilidad inter e intra personal, refiriéndose a los cambios sinápticos en el tiempo, ya sea el mismo día o con el paso de los años. También varían según los distintos estadios psicológicos o emocionales que pueden alterar los patrones de interacción sináptica. Así mismo las interacciones y activaciones EEG no

²Electroencefalografía

son iguales de un participante a otro, puesto que la actividad sináptica es distinta en cada individuo.

Durante el entrenamiento se recurre a:

- Estímulos diseñados artificialmente para la tarea
- Estímulos que buscan obtener una acción específica del participante
- Ambientes con características controladas, como laboratorios
- Tareas donde el participante debe poner atención para recibir el entrenamiento y durante la ejecución de la tarea.

Los puntos mencionados plantean un problema para el BCI ya que su objetivo principal es incorporarse a la vida cotidiana de los usuarios. Estos entrenamientos e interfaces que utilizan situaciones distintas a la vida de los usuarios, incluyen una mayor dificultad para su uso y también la sensación de estar controlando algo artificial.

Por todas estas características la tecnología BCI se ha mantenido limitada ya que las implicaciones de operación y tecnológicas comprenden niveles moderados de complejidad.

Durante el uso del BCI, hay una gran cantidad de situaciones que constantemente recuerdan al usuario, que se está controlando una máquina. Mientras que el objetivo real es que el usuario sienta que es una extensión de su cuerpo, algo natural y que no requiere de estímulos o pensamientos específicos.

El motivo de esta investigación es aportar naturalidad al BCI, a su entrenamiento, a la interfaz y a su uso en la vida cotidiana. Y para lograrlo, se deben utilizar estímulos que se asemejen a las situaciones que se esperan enfrentar con el BCI en la vida real. Se pueden implementar ya sean caminos con varias intersecciones, espacios semejantes a la realidad, entrenamientos con imágenes o videos en primera persona para que el participante tenga la sensación de ser quien camina o se mueve. El objetivo es que el usuario pueda controlar el dispositivo como si fuese parte de su cuerpo, sin la necesidad de poner atención en un objeto particular, tener pensamientos específicos o imaginar movimientos.

El experimento propuesto se pretende en un espacio tan expuesto como sea posible, puesto que se busca utilizarlo en un ambiente cotidiano donde las frecuencias y el ambiente pueden contaminar las lecturas de EEG.

1.3. Preguntas de investigación

¿De qué manera se puede naturalizar el entrenamiento y uso del BCI?

¿Se podría controlar un BCI que utilice las activaciones de EEG del participante, sin muchas horas de entrenamiento?

¿De qué manera se puede mejorar la precisión en el control, disminuir el tiempo de entrenamiento y aumentar la velocidad de respuesta?

1.4. Objetivo General

Proponer un método de BCI con enfoque corporizado, disminuyendo las complicaciones presentes en su uso, reduciendo los tiempos de entrenamiento y facilitando la interacción con el usuario al implementar estímulos cotidianos.

1.5. Hipótesis

La propuesta corporizada de BCI permitirá plantear el uso de activaciones EEG presentes en el cerebro -al pensar en movimientos de izquierda o derecha- a través de la presentación de estímulos cotidianos con imágenes en primera persona, para mejorar la interacción con el usuario y disminuir los tiempos de entrenamiento.

2.1. Historia

La electroencefalografía, es una técnica de exploración neurofisiológica con la que se registra la actividad bioeléctrica de la corteza cerebral. Con el EEG se detecta y lee la suma de los potenciales post sinápticos de las neuronas piramidales. Los potenciales de acción se refieren a la actividad electroquímica que genera nuestro cerebro todo el tiempo por los distintos procesos cognitivos, y que funciona como medio de comunicación en el cerebro (Libenson, 2012).

El Dr. Richard Caton en 1875, fue el primer investigador en detectar pequeñas corrientes eléctricas sobre la superficie del cerebro de monos y conejos, utilizando un galvanómetro (Caton, 1875). Posteriormente el Dr. Hans (Berger, 1929), tomó este descubrimiento para investigar si dicho fenómeno se manifestaba en los humanos de la misma manera que en los animales. En las primeras investigaciones del Dr. Berger, las incursiones y métodos fueron rudimentarios, por lo que uno de los requisitos era que el participante estuviera programado para una intervención quirúrgica craneal, para que durante la operación se implantaran unos pequeños cables de plata que fungieron como electrodos. Así que el Dr. Berger descubrió el ritmo Alfa o Berger -como también fue denominado- y se convirtió en parte esencial de esta tecnología de exploración neurofisiológica.

Los potenciales de acción o corrientes electroquímicas, se producen en el cerebro y pueden ser detectadas de varias formas: Lecturas *intracorticales*, de manera directa dentro de la corteza cerebral, *electrocorticografía* sobre la superficie de la corteza cerebral, o *electroencefalografía* sobre la superficie de la cabeza (Libenson, 2012). En la Figura 2.2 se muestran los distintos tipos de lecturas en el cráneo.

Dentro del funcionamiento sináptico se debe considerar que para que la activación de la sinapsis ocurra, falta que las neuronas alcancen un potencial de acción, que sería el equivalente a activarse; dicho potencial se puede alcanzar de manera individual o colectiva, según sea la situación. Las neuronas sin estímulos se encuentran en estado de reposo con un voltaje

de (-60mV), y para que se activen deben llegar al umbral de activación (-40mV), al suceder esto, las neuronas entran en un estado activo y su voltaje se invierte y potencia, llegando hasta (50mV) y después retoman su voltaje de reposo, ver Figura 2.1. A este conjunto de eventos se le denomina *Potencial de acción* y estos voltajes son parcialmente semejantes en las neuronas, lo que permite detectar a través de EEG los cambios que tienen conjuntos de neuronas en la corteza cerebral.

Los ritmos son patrones de activación electroencefalográfica que se presentan como una curva continua con oscilaciones -al menos así se determinó para el ritmo alfa- (Berger, 1929). El ritmo Alfa tiene una gran ritmicidad en tanto que las ondas son senoidales y de un ritmo bastante estable, lo que permitió denominarlo como ritmo. Sin embargo, no todos los ritmos tienen esta característica de simetría o senoidalidad, pero se usa la convención de denominarlos ritmos siempre que se encuentren dentro de algunos rangos de frecuencia.¹ A continuación se listan los ritmos más comunes en las lecturas de EEG:

- Ritmos delta 0-4 Hz.
 - Ritmos teta: 4-7 Hz.
 - Ritmos alfa: 8-13 Hz.
 - Ritmos beta: 14-30 Hz.
 - Ritmos gamma: mayor a 30 Hz.
- (Libenson, 2012).

Algunas de las activaciones electroencefalográficas más representativas son aquellas dentro del rango de frecuencias Alfa y Beta, ya que usualmente se relacionan con la actividad encontrada en vigilia y en procesos atencionales, así como con las lecturas de movimiento sobre corteza primaria para BCI (Wolpaw et al., 2002).

Los potenciales de acción de los campos de neuronas -ver Figura 2.1-, se registran en microvolts, y se encuentran bajo una capa de corteza cerebral, cráneo y piel; por lo que se debe amplificar la señal, hasta hacerla observable y medible. Parte del funcionamiento del EEG es amplificar esa señal, y para que ello sea posible, se debe contar con una gran cantidad de herramientas e instrumentos que permitan optimizar las condiciones para detectarlas. Algunas de ellas son:

¹Los rangos de frecuencia tienen ligeras variaciones según el autor que los enuncia, la aplicación, y la zona en que son obtenidas

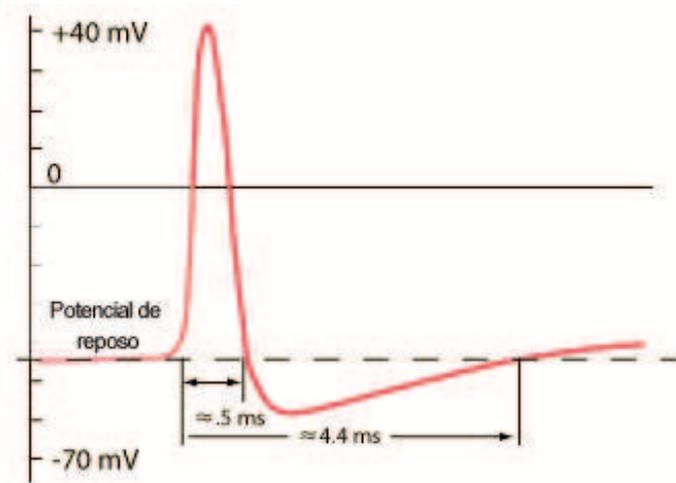


Figura 2.1: Potencial de acción del axón de un calamar gigante <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/biology/actpot.html>

- El uso de una caja faradizada para disminuir las señales eléctricas ambientales que puedan interferir con las lecturas
 - La aplicación de un químico ligeramente abrasivo -como la acetona- que elimine el exceso de sudor y grasa sobre el cuero cabelludo para poder incrementar la conducción de los potenciales eléctricos
 - La implementación de gel conductor que potencie las corrientes detectables sobre el cuero cabelludo
 - Electrodo que al estar en contacto con la piel puedan detectar y conducir las señales de manera óptima
 - Un amplificador que pueda tomar esas señales y amplificarlas a lecturas observables por el usuario,
- (Libenson, 2012).

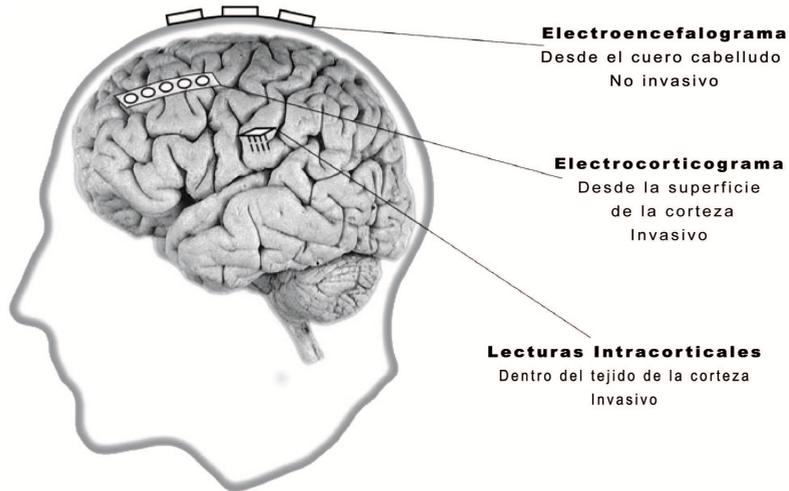


Figura 2.2: Distintos tipos de lecturas en el cráneo (Graimann et al., 2010)

Actualmente se cuenta con distintas neurotecnologías que permiten observar una gran variedad de eventos dentro del cerebro y que han sido usadas con fines de BCI. A continuación se presentan algunas de ellas:

- La magnetoencefalografía (MEG), que detecta los cambios magnéticos relacionados con la actividad cerebral
- La imagen por resonancia magnética funcional (fMRI), que mide pequeños cambios en señales asociadas con activación cortical que dependen del nivel de oxigenación en la sangre
- La región espectral del infrarrojo cercano (NIRS), una técnica hemodinámica usada para valorar la actividad funcional en la corteza a través de los cambios observados en los niveles de oxigenación en la sangre y la cantidad de irrigación sanguínea, (He et al., 2013).

Todas han sido utilizadas en investigaciones de BCI de manera exitosa, sin embargo hay algunas problemáticas que no han permitido que sean el estándar en esta área, como el MEG y el fMRI, que utilizan equipos demasiado grandes y exorbitantemente caros, lo que restringe su uso para investigación. En cuanto al NIRS y fMRI, carecen de la

resolución temporal necesaria para poder observar los sutiles y rápidos cambios que suceden en la corteza. Por lo tanto el EEG ha triunfado sobre otras tecnologías de neuroexploración, proveyendo un balance entre costo, portabilidad y resolución temporal y exploración no invasiva.

En el uso del EEG se han realizado estandarizaciones internacionales sobre las ubicaciones topográficas de los montajes sobre la superficie del cuero cabelludo. El sistema internacional 10/20 (fig. 2.3 y fig. 2.4), asegura que haya homogeneidad en la ubicación de los electrodos sobre la cabeza. Los montajes se realizan según las necesidades e intereses de la investigación.

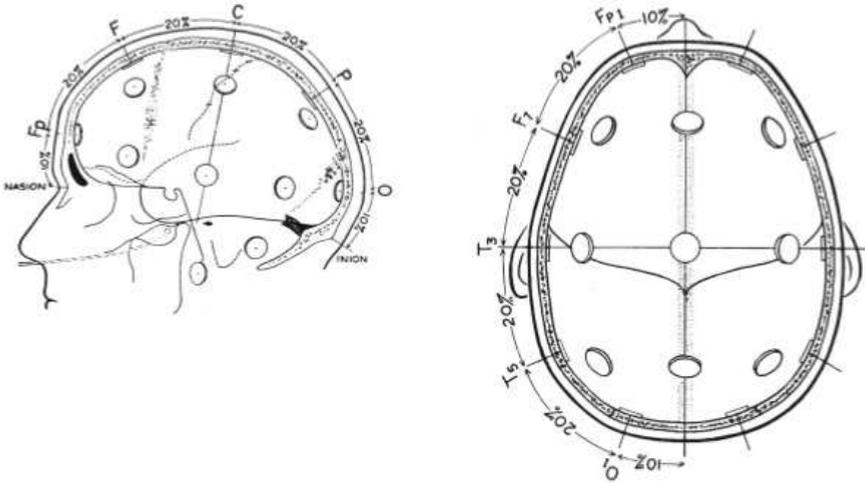


Figura 2.3: sistema internacional 10-20 (Klem et al., 1999).

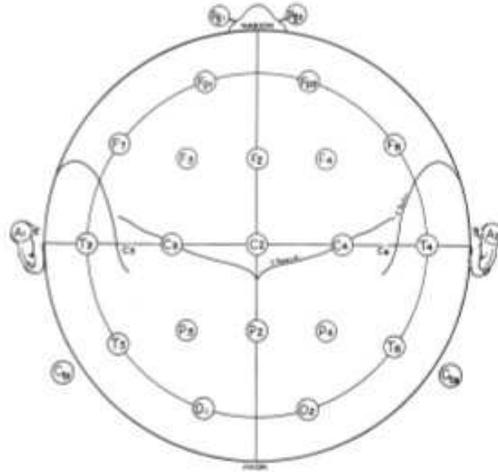


Figura 2.4: sistema internacional 10-20 (Klem et al., 1999).

2.2. Implementaciones de BCI

Los BCI han ido evolucionando y se han ido complejizando poco a poco y con ayuda de los avances tecnológicos. Se puede considerar una amplia gama de aplicaciones de BCI que van desde movimientos de un cursor en pantalla, hasta control de movimientos en 3D de un quadricóptero. Así como asistencia en rehabilitación, software enfocado en medios alternativos de comunicación o detectores de mentiras de alta tecnología.

Se abordan brevemente aquellos relevantes a cuestiones de movimiento por el enfoque de la investigación, sin embargo se debe tener presente que los BCI no solo se aplican en esta área y que sus implementaciones son muchas y diversas.

Wolpaw y McFarland (2004) implementaron un BCI con EEG para controlar un cursor en pantalla y llevarlo al objetivo en alguno de los márgenes de la pantalla. En el experimento la periferia de la pantalla se dividía en 8 posibles objetivos. Se presentó uno de los 8 posibles objetivos de manera aleatoria, un segundo después aparecía el cursor al centro de la pantalla y los participantes debían llevarlo al objetivo en menos de 10 segundos. En este experimento se buscaba que el participante encontrara la manera de controlar su actividad electroencefalográfica para que se ajustara a los pa-

trones promedio que se habían establecido en el BCI -durante la etapa de entrenamiento-. Dichos patrones consistían en la actividad EEG categorizada como actividad semejante durante el mismo tipo de estímulo y en áreas topográficas cercanas. Cada participante debía buscar su estrategia mental para poder obtener esos patrones. La cantidad de sesiones de entrenamiento iban desde 22 hasta 60. La duración de las sesiones era de 3 minutos con 1 minuto de descanso entre sesiones, la frecuencia de las sesiones era de 2-4 veces por semana.

McFarland et al. (2010) utilizaron el fundamento del control de movimiento usado en (Wolpaw y McFarland, 2004) y lo implementaron en control de movimiento en 3D. Es decir, se implementó la verticalidad, horizontalidad y profundidad en los movimientos del cursor. Los estímulos utilizados para el control fueron basados en imaginería mental² -movimiento de manos y pies- y desincronización contralateral de los hemisferios. Nuevamente se buscó que los participantes aprendieran a modificar sus patrones EEG hasta conseguir acercarse a aquellos promedios pre-establecidos como comandos en el BCI. El entrenamiento consistió en ir complejizando gradualmente el control de movimiento en los distintos ejes. Se inició con el control de horizontalidad, verticalidad y profundidad de manera independiente para posteriormente ir haciendo mezclas de estímulos hasta el grado en que se implicaba el movimiento en las 3 dimensiones.

Royer et al. (2010) también implementaron el control en 3 dimensiones, usando un helicóptero virtual para el experimento. Su aportación con este artículo fue considerable ya que expandieron los alcances del BCI al implementar algoritmos de asistencia en la conducción en conjunto con el análisis EEG. Los estímulos para el control del BCI estaban relacionados a imaginería mental, desincronización contralateral y algoritmos de proximidad a los objetivos que asistían a cruzar -un aro con globos- que era el objetivo. Dentro del experimento el avance en el eje de profundidad, tenía un valor constante y el helicóptero volaba estacionario sobre un sitio antes de empezar. El participante debía imaginarse movimientos con la mano izquierda y derecha para la lateralidad, ambas manos para subir y descansar para descender. En conclusión tenían 4 comandos implementados de manera exitosa. La asistencia de software consistía en que cuando el helicóptero se acercaba a uno de los aros objetivo, se iniciaba un manejo automático que hacía que el helicóptero pasara por el aro sin colisionar. Una vez conseguido el objetivo, se regresaba el control al BCI para continuar las maniobras.

Un enfoque distinto al presentado en los BCI de movimiento anteriores,

²Proceso cognitivo durante el cual, el participante se imagina realizando una acción específica sin llevarla a cabo

es el de Khaliliardali et al. (2012). Ellos implementaron un BCI caracterizando potenciales premotores de frenado y aceleración. El experimento consistió en situar a los participantes en un simulador de manejo donde debían acelerar o frenar según el estímulo que se les mostrara. En el experimento se presentaba un conteo regresivo de 4 a 1 -para prepararse a efectuar la acción-, seguido de un estímulo -para ejecutarla-. Para el estímulo “frenado” antecedía un lapso de 10 segundos de manejo en el mapa, seguido del conteo regresivo y la indicación de “GO” -para frenar-. Mientras que para el estímulo de “aceleración”, antecedía un lapso de 10 segundos de inactividad -donde el participante solo veía la pantalla-, seguido del conteo regresivo y finalmente la indicación “GO”-para acelerar-. El objetivo era caracterizar la activación EEG previa a las acciones, ver si era distinguible y caracterizarla e incluirla en los patrones EEG del BCI. El experimento demostró que se podrían caracterizar las acciones de frenado y aceleración casi un segundo antes de que se llevara a cabo la acción. Lo que demostró que los paradigmas de CNV ³ -activaciones previas a la acción-, pueden ser llevados a la implementación y que por sus características ofrecen una interfaz con un menor o nulo entrenamiento y con una mayor naturalidad en el uso -en comparación con las otras tecnologías de BCI actuales-.

³del inglés *Contingent Negative Variation*, o Contingente de Variación Negativa.

CAPÍTULO 3

BCI

Los BCI, son una denominación que hace referencia a un sistema que mide y convierte la actividad del sistema nervioso central, en una salida adicional a las naturales del sistema nervioso. Es decir, una conexión adicional -distinta a músculos y nervios- que permite detectar la actividad bioeléctrica, filtrarla e implementarla en una aplicación determinada.

Un BCI consiste en una gran cantidad de partes que se pueden adaptar según la necesidad de la investigación, pero en general coinciden en ciertas partes y funcionamientos, en la Figura 3.1 se puede observar un esquema general de su funcionamiento.

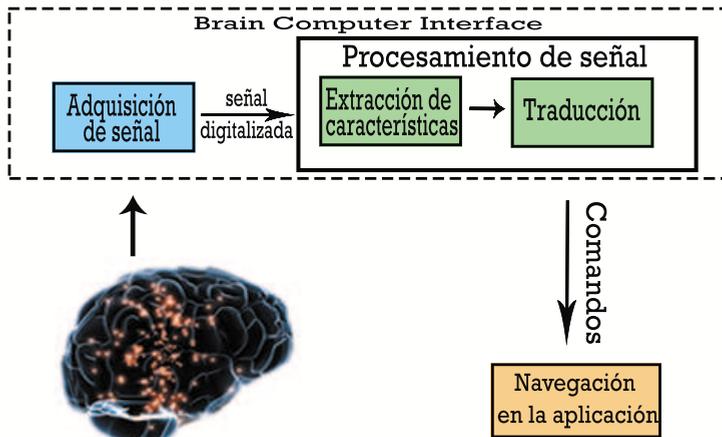


Figura 3.1: Esquema descriptivo del funcionamiento de un BCI

Dentro del funcionamiento del BCI se realiza una adquisición de datos por medio de un amplificador EEG, cuyo propósito es adquirir los datos

bioeléctricos de la superficie de la cabeza. Los datos son adquiridos y transmitidos al software de BCI que se encarga de buscar las características semejantes y/o distintas dentro de las activaciones, para determinarlas como recurrencias que se pueden esperar y así distinguirlas como patrones interpretables. Finalmente a esos patrones característicos, se les asigna una implementación, ya sea en otro programa -como controlar un cursor o un ambiente virtual- hasta funcionamiento en la vida real -como una silla de ruedas, un brazo robótico o un agente artificial-.

El primer BCI consistió en un experimento llevado a cabo por el Dr. Grey Walter en 1964, donde se implantaron electrodos en las áreas motoras del cerebro de un paciente que estaba programado para craneotomía. Durante la intervención se le pidió que presionara un botón para avanzar las imágenes de un proyector de diapositivas. Mientras tanto el Dr. Walter grabó los registros de EEG del paciente. Posteriormente, conectó el sistema al proyector para que cuando el paciente quisiera presionar el botón, su actividad cerebral, activara el sistema. Una particularidad encontrada fue que la señal del cerebro del paciente se registraba antes de que el paciente presionara el botón. Por lo tanto el Dr. Walter agregó un retraso a la acción del proyector, utilizando por primera vez un dispositivo controlado con interfaz cerebral (Grimann et al., 2010).

Desde el primer BCI, se pudo percibir que el tiempo que se tarda desde obtener una señal EEG hasta efectuar un movimiento, es considerable en comparación a la velocidad de las activaciones que lo impulsan. Se puede decir que previo a que siquiera decidamos movernos, nuestro cerebro ha desarrollado todo un plan sobre cómo ocurrirá ese movimiento y sólo nos queda elegir si se llevará a cabo dicha acción, o no (Libet, 1993). Según las investigaciones del Dr. Libet, existen hasta 800ms previos a una ejecución de movimiento en las que se pueden detectar cambios eléctricos característicos en el cerebro, en las áreas relacionadas a la corteza motora primaria (M1). Estas activaciones cambian en su comportamiento, dependiendo si existe una planeación para ese movimiento o si es espontáneo. Sin embargo, en ambos casos, existe una activación previa, que en este trabajo consideraremos como intención de movimiento.

La intención de movimiento se pretende sea la base de este BCI en desarrollo, ya que de esta manera el usuario no requeriría un entrenamiento en el control de su actividad electroencefalográfica. Tomando en cuenta:

- El principio de activación premotora de Libet (1993) que dice que previo a cada movimiento hay una activación hasta un segundo antes, sobre M1.

- Las lecturas de contralateralidad de Pfurtscheller et al. (2006) que hablan sobre los cambios registrados en el hemisferio contralateral al movimiento de izquierda o derecha con brazos y manos.
- Los registros de CNV de Garipelli et al. (2011) que explican los rangos de frecuencia en que se encuentran las activaciones premotoras

Es posible desarrollar un BCI que detecte y caracterice las activaciones premotoras contralaterales para poder distinguir mucho antes que la acción, hacia qué lado se dirige la acción. Permitiendo que los comandos del BCI sean aquellos relacionados a las activaciones de EEG ya existentes de manera natural en el participante. Así el control de las aplicaciones o dispositivos puede ser más intuitiva y corporizada. El principio de activación contralateral permite detectar cuando se pretende usar un lado del cuerpo con algún movimiento, ya que el lado opuesto debe registrar cambios en los patrones de EEG correlacionados con dicho movimiento. A esto se le conoce como ERD (Event-Related Desynchronization), o desincronización a partir de un evento. Tomando como base este paradigma, detectar de qué lado se está preparando una acción de movimiento e interpretarla y cotejarla con los patrones esperados, permite detectar la lateralidad de la acción y caracterizarla. Esto para confirmar la intención del participante a través de una acción, o enviarla como un comando a una aplicación o agente artificial que lo lleve a cabo.

Al poder aislar los patrones de activación premotora, y reducirlos a características interpretables por el BCI se confirma la factibilidad de empatar estos dos paradigmas en un BCI de manera exitosa. Individualmente ambos han probado la relevancia y funcionamiento para el control del movimiento en un BCI pero con grandes costos atencionales para el usuario, así como fatiga y desgaste energético, según los reportes de He et al. (2013). Esto podría reducirse de manera cuantiosa al no requerir que el participante ejecute tareas complicadas o que requieran atención, sino únicamente usando aquellos procesos inherentes a las activaciones relacionadas con la lateralidad del movimiento. Por ejemplo aquellas implicadas al decidir girar a la derecha o izquierda mientras se camina por una calle. En la vida cotidiana la gente no tiene pensamientos específicos para girar mientras manejan o caminan, por lo que el BCI debería tener el mismo principio y poder detectar las activaciones de EEG previas a los momentos de efectuar la acción, para ejecutarlas como comandos en una aplicación.

La Figura 3.2, muestra un par de segundos de registro de ritmos obtenidos con EEG, que se usan como datos de entrada a un sistema de BCI. Aparentemente es un panorama caótico, sin embargo no sólo se toma la

señal directamente y se aplica, sino que requiere procesamiento para optimizar la búsqueda de características específicas dentro de las lecturas. En el caso de los BCI, se aplican una serie de filtros que limpian la señal, eliminando ruidos o interferencias, dejando así, sólo aquello que se busca, ya sea en rangos, amplitudes, canales o frecuencias. Esto simplifica la tarea de interpretación de señales, utilizando únicamente aquellas que cumplen con los parámetros establecidos.



Figura 3.2: Datos de de EEG con filtros, participante sano y sin tarea en desarrollo. Tomada de: <http://www.angelman.org/.../Normal20EEG.jpg>

Existen una gran cantidad de filtros que se pueden aplicar a la señal, entre los que destacan aquellos para las señales y artefactos más comunes, e.g. la frecuencia de la corriente eléctrica común en México (60hz), algunos rasgos de EEG particulares de cada participante, como son movimientos oculares (horizontal y vertical), tensión en la mandíbula, movimientos de giro de cabeza, parpadeos, entre otros. Es importante señalar que existen filtros que nos permiten seleccionar a partir de y hasta qué frecuencia se tomarán las lecturas, ya que todos ellos nos permiten discriminar aquello que se considera interferencia en la señal que se está buscando. Sin embar-

go hay investigaciones que prefieren utilizar todos esos datos con fines de investigación.

Una vez clasificadas y removidas las fuentes de interferencia, se prosigue a la caracterización de la señal, es decir, buscar aquellos patrones que se tomarán como característicos de la actividad buscada. Los patrones se obtienen al hacer que el participante repita la misma tarea durante varias veces en distintas sesiones para poder detectar las variaciones y así encontrar un patrón común en todas ellas. Éste patrón en común será el resultado del promedio de toda esa actividad y deberá reflejar un aproximado de cómo se debe ver la actividad que se ha caracterizado. De esta manera, se entrega al software del BCI la señal menos compleja posible para que pueda detectar los patrones caracterizados (Wolpaw, 2007).

3.1. Neuroanatomía del movimiento

El movimiento es el resultado de una grandiosa conjunción de procesos cognitivos, neurofisiológicos y motrices. Su intrincada vía de funcionamiento cambia según el estímulo y las acciones a realizar. Dependiendo del objetivo y del origen de la activación, es el camino nervioso que será activado por los potenciales de acción, ya que cada acción tiene una combinación particular de activaciones de áreas cerebrales e interacción entre ellas .

Dentro de los patrones de activación cerebrales, se puede observar un fenómeno de contralateralidad relacionado al movimiento, que hace referencia a la activación del hemisferio opuesto al que se está utilizando, i.e. al mover la mano derecha, la activación cerebral se verá manifestada en el hemisferio izquierdo.

La corteza cerebral representa el centro más alto para el procesamiento motor y sensorial. Y se divide en los siguientes lóbulos:

- El lóbulo frontal procesa modalidades motoras, visuales, del habla y personalidad
 - El lóbulo parietal procesa información sensorial
 - El lóbulo temporal modalidades auditivas y de memoria
 - El lóbulo occipital, visión
- (Netter et al., 2002).

En la corteza sensorial se reciben la gran mayoría de los estímulos sensoriales, opuesto a esto se encuentra M1 que está relacionada con el movimiento

en todas esas áreas del cuerpo. Topográficamente podríamos localizarla cerca del vertex o el centro relativo de la cabeza y de ahí la corteza somatosensorial se extiende bilateralmente sobre la cisura rolándica (Rosenzweig et al., 2005).

Entre los lóbulos parietal y frontal, existe una división, también denominada surco central o cisura rolándica. En la parte posterior del lóbulo frontal -en el límite con la cisura rolándica- está la corteza motora primaria o M1, mientras que del lado anterior del lóbulo posterior, justo en el límite de la cisura rolándica, se encuentra la corteza sensorial. La corteza somatosensorial contiene representaciones de las distintas partes del cuerpo, ubicadas en el homúnculo motor y sensorial. Las áreas más grandes de los homúnculos corresponden a aquellas partes del cuerpo con los movimientos más elaborados y complejos, o con mayor sensibilidad sensorial.

Aunque hay otras áreas del cerebro involucradas en la ejecución y planeación del movimiento, para efectos de esta investigación y el enfoque de BCI, la relevancia principal yace en M1 por lo que es a lo que se presta mayor relevancia.

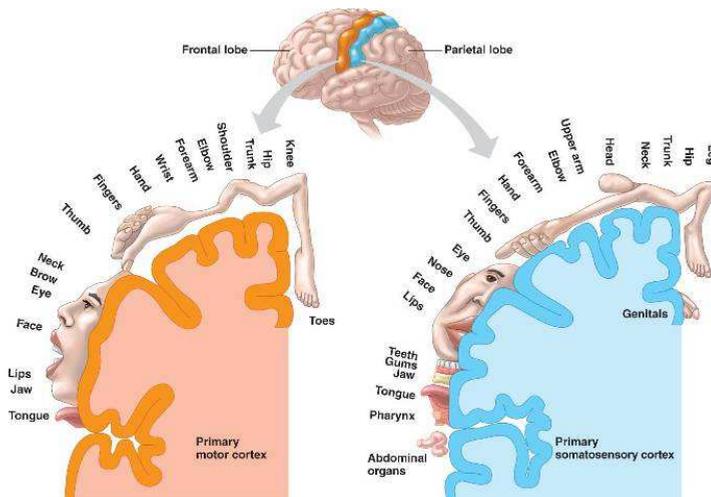


Figura 3.3: Corteza somatosensorial y homúnculos motor y sensorial. Lado izquierdo homúnculo motor y lado derecho, homúnculo sensorial <https://plus.google.com/+PaulCarlton/posts/SKjdDPDFZGR>

En la Figura 3.3, se pueden apreciar las áreas de la corteza somaten-

sorial vinculadas topográficamente con la representación corporal, i.e Las áreas de M1 que representan las diversas partes del cuerpo. La distancia entre la representación de las manos, pies y lengua, es grande, lo cual permite obtener una mayor claridad en la lectura de sus activaciones electroencefalográficas. En algunas investigaciones de BCI se han utilizado estas ubicaciones topográficas y estímulos correspondientes a dichas áreas para controlar el movimiento de un dispositivo, a través de la caracterización de patrones de EEG del individuo (Krauledat et al., 2004; Royer et al., 2010; Wolpaw y McFarland, 2004).

Otro factor utilizado en BCI para movimiento, es el ritmo *mu*, una activación espontánea que consta principalmente de oscilaciones en la frecuencia de alfa 8-13 Hz, que aparece con mayor intensidad sobre la corteza somatosensorial ante un estado de reposo en vigilia, y que se ve disminuido o desincronizado de manera contralateral, con movimiento, así como con imaginaria motora (Pfurtscheller et al., 2006; McFarland et al., 2000).

El enfoque primario de las lecturas de BCI relacionado al movimiento, está posicionado sobre M1, representado por C3 -en referencia al sistema internacional 10/20- en el hemisferio izquierdo, C4 para el hemisferio derecho y Cz para el vertex. Sobre estas ubicaciones, se pueden detectar activaciones relacionadas con el movimiento de las partes del cuerpo.

Por otra parte, cuando se hacen registros de la activación eléctrica relacionada con el movimiento, es necesario considerar los potenciales de acción de las motoneuronas. El motivo por el cual se está tan pendiente de la activación motora (movimientos) y se busca eliminar del EEG, es que, al efectuarse una acción motora o al imaginarla, se activan caminos neurofisiológicos muy semejantes, lo que afecta las lecturas para la investigación.

Los músculos están presentes en todo el cuerpo por lo que también pueden existir lecturas de estas activaciones en la cabeza, ya sea por los músculos del cuello, la frente, los ojos, la mandíbula o algunos otros músculos con menor activación. Sin embargo, los voltajes para su activación son distintos; generalmente son mayores en amplitud y frecuencia, y se les ubica dentro del ritmo Gama (Rosenzweig et al., 2005). Esto permite diferenciarlas con facilidad de otros ritmos usualmente utilizados en BCI. Sin embargo, se sugiere registrar lecturas de EEG en músculo (Electromiografía, EMG), para así tener referencias de las activaciones musculares específicas del participante, ya que dichos patrones también tienen características distintas de un individuo a otro (Goncharova et al., 2003).

Al contrastar los datos obtenidos del EMG, con el EEG, se puede observar si la activación que se está detectando sobre M1 pertenece a una activación esperada y de esta manera atribuirla a la respuesta fisiológica

buscada originalmente (Pfurtscheller et al., 2008).

3.2. BCI para movimiento

Uno de los principios del BCI es asistir, restaurar o incrementar las capacidades de interacción con el medio, a través de otorgar un camino artificial adicional a los naturales. Indudablemente al abordar estos temas se debe pensar en personas con discapacidad motora, o con padecimientos degenerativos de motoneuronas que compliquen el correcto funcionamiento de nervios o músculos, afectando así su capacidad de interacción con el medio. Al pensar en este tema, lo primero que viene a la mente, es una prótesis controlada con la mente, algo así como extremidad artificial que sustituya o rehabilite la parte afectada. Sin embargo, se debe tener presente una consideración, en las neuroprótesis, se trata de ocupar los caminos naturales ya existentes del cerebro y reactivarlos, algo que cuenta con un principio ligeramente distinto a los BCI. En general las BCI se enfocan en caminos artificiales ajenos a la estructura natural del cuerpo (He et al., 2013; Wolpaw et al., 2002).

Es posible hacer una pequeña distinción, así como lo marca He et al. (2013), respecto a las neuroprótesis y los BCI, pues aunque comparten tecnologías semejantes no son términos intercambiables. Los BCI son entrenados con patrones electroencefalográficos clasificados y caracterizados de acciones o pensamientos determinados. Mientras que las neuroprótesis pueden usar las señales de los nervios o músculos -en la misma extremidad, la espina dorsal o alguna terminal nerviosa cercana-, para así controlar la prótesis con los impulsos eléctricos naturales ya existentes en ese medio. En el mismo caso, un BCI aportaría -posterior al entrenamiento- un nuevo canal no existente en el cuerpo, al utilizar los impulsos eléctricos detectados en la corteza, para controlar la prótesis, lo cual requiere un procesamiento de datos, hardware y entrenamiento, distinto.

Los BCI son una excelente herramienta cuando hay pérdida de toda movilidad y sensibilidad por debajo de la barbilla. En este tipo de casos sería ideal una interfaz que con sólo los pensamientos permitiera controlar un agente artificial, un exoesqueleto o algún tipo de asistencia para recobrar la autonomía.

Actualmente un BCI, puede tener distintos principios de funcionamiento, entre los más comunes para estos fines están aquellas basadas en P300, SSVEP e imaginación motora. Brevemente abordaremos las aplicaciones y funcionamiento de cada una iniciando por el P300. Cuando a un participante se le presenta un estímulo visual o auditivo por primera vez, o con

relevancia cognitiva para él, el EEG muestra, aproximadamente 300ms después del estímulo, una respuesta de gran amplitud positiva. Esta amplitud sólo se muestra ante la novedad o relevancia del estímulo (Spencer et al., 2001). Esta técnica de P300 se ha implementado de manera exitosa en varios BCI. En software de deletreo se utiliza para caracterizar la activación electroencefalográfica relacionada a la presentación de estímulos. En la Figura 3.4, se muestra una matriz de letras que parpadean por filas y columnas, donde se pide al participante que cada que la letra elegida parpadee, realice una tarea específica, como un conteo numérico de los estímulos deseados. Así cada que la letra elegida parpadea, aparece una activación electroencefalográfica aproximadamente 300 ms después del estímulo lo que permite que se relacione el estímulo previo y la activación electroencefalográfica. Con esta técnica se pueden escribir palabras y textos completos una letra a la vez.



Figura 3.4: Deletreador P300 (Fazel-Rezai et al., 2012).

Los SSVEP¹, tienen como base la aplicación de estímulos luminosos con frecuencias particulares en cada estímulo. Como se muestra en la Figura 3.5, podemos ver una superficie con 4 leds, cada uno en una esquina distinta de un cuadro y con una velocidad de parpadeo particular. El participante al mirar a alguno de estos tendría en el lóbulo occipital, activaciones de EEG

¹del inglés Steady-State Visual Evoqued Potentials

correspondientes a la frecuencia del led. Esto sería interpretado por el BCI como que el participante está viendo el led que tenga la misma frecuencia de activación y lo transformaría al comando asociado a esa frecuencia. Evidentemente esto no requiere mucho entrenamiento y es efectivo ya que el participante no tiene que aprender a modular nada. Solamente debe mirar aquel led que represente el comando deseado para ejecutar cierta acción.



Figura 3.5: Control SSVEP con 4 frecuencias distintas de parpadeo de leds (Guger et al., 2012).

Finalmente, la imaginación mental, representa uno de los retos más grandes para el BCI y para el usuario, así como uno de los mayores avances en el tema. Con este método el usuario no tiene que estar procesando estímulos externos para poder controlar el agente artificial o la aplicación. Únicamente debe pensar en aquello que se haya designado como patrón de control. Es decir, pensar algo que involucre la imaginación de un movimiento corporal de brazos, pies o lengua. Sin embargo esto implica un mayor entrenamiento para aprender a controlar a través de pensamientos específicos, como si se tratase del desarrollo de una nueva habilidad. Muchas veces a lo largo de varias sesiones, se le pide al participante que piense en abrir y cerrar su mano derecha, sin llegar al movimiento en sí, sólo debe pensarlo. Esto desencadena una serie de potenciales de acción sobre M1 permitiendo detectar cambios en el EEG del participante. El motivo de pedir al participante

que se imagine abriendo y cerrando su mano derecha o izquierda es que, en el cerebro se producen patrones de activación eléctrica muy parecidos al imaginarse el movimiento y al efectuar el movimiento (Pfurtscheller et al., 2008).

Después de abordar todas estas técnicas de BCI, se hacen perceptibles algunos problemas que han limitado su aplicación o funcionamiento, ya sea la gran cantidad de horas de entrenamiento, como lo reportado por McFarland et al. (2010), o el problema de los tiempos de respuesta como lo reportado por Fazel-Rezai et al. (2012). Por este motivo se deben considerar alternativas distintas y el uso de varias técnicas de BCI simultáneas. Así como la implementación de una interfaz naturalizada o corporizada -que no implique cambiar o moldear algo en el participante- y cuyo entrenamiento pueda ser breve, sencillo y con imágenes o videos en primera persona para eliminar lo artificial de los entrenamientos.

El trabajo de Krauledat et al. (2004) se puede considerar una alternativa naturalizada, ya que hicieron un experimento para BCI, usando RP² en la caracterización de patrones electroencefalográficos previos a las acciones. Esto permitió caracterizar los patrones de EEG previos a la acción -respuesta a los estímulos presentados-, lo que permitió saber la respuesta que se iba a efectuar hasta 1 segundo antes de ejecutar la acción. Esta es una posible respuesta a uno de los problemas fundamentales del BCI, ya que en algunos experimentos el tiempo de respuesta entre el patrón de activación y la implementación de la acción es de hasta algunos segundos (He et al., 2013), lo que interrumpe la posible fluidez y restringe sus aplicaciones en acciones que requieren de respuestas veloces.

Los cambios corticales lentos de los potenciales premotores, tienen como característica esencial manifestarse dentro del ritmo delta (Garipelli et al., 2011). Esta característica permite distinguirlos entre otras activaciones corticales -a causa de las frecuencias en que aparecen y que se relacionan con activaciones motrices- lo que permite utilizarlos dentro de los BCI para detectar el movimiento mucho antes de ser imaginado o realizado.

²del inglés *Readiness Potentials*, o Potenciales premotores.

Propuesta BCI corporizado

El objetivo del método de BCI planteado, es promover un enfoque corporizado, que permita una menor complejidad en el control de la interfaz y menores tiempos de entrenamiento -en comparación con los BCI actuales-.

Actualmente en la mayoría de las tecnologías, el usuario debe aprender a utilizar el dispositivo o software hasta alcanzar el dominio que le permita desempeñarse de una manera óptima. En BCI sucede lo mismo, los usuarios son quienes deben aprender a utilizar pensamientos específicos para que el software los interprete como comando o acciones. De primera instancia suena sencillo pero al considerar una situación real donde el usuario tenga que imaginarse moviendo las manos para hacer un movimiento lateral y los pies o la lengua para un movimiento frontal, todo se complica. Es decir, es difícil visualizar un auto siendo conducido con todos esos pensamientos específicos, ya que usualmente el tiempo que nos toma concentrarnos en el mismo tipo de pensamiento, más el tiempo de su interpretación o ejecución en el BCI, sería suficiente para colisionar, perder las salidas o simplemente no realizar los movimientos cuando es necesario.

Cuando se habla del entrenamiento del BCI, se considera el tiempo que el usuario pasa ejecutando las tareas para aprender a usar el software, dicho entrenamiento puede variar en su duración desde 2 horas (Wolpaw y McFarland, 2004) hasta 23.6 en varias sesiones acumulando 19.3 semanas McFarland et al. (2010). Sin mencionar, que hay participantes que nunca podrán utilizarlo dada la variabilidad de sus patrones ante los estímulos provistos.

El tiempo que toma la ejecución de un comando, la gran cantidad de tiempo de entrenamiento y los estímulos específicos en las implementaciones, fueron el origen de este trabajo de investigación. La pregunta que derivó todo esto fue: ¿Qué hacer para que no haya estímulos específicos y que se utilicen las activaciones que ya existen cada que quiero dar la vuelta en una esquina? ¿Cómo lograr el dominio del BCI en menor tiempo?

Así inició la búsqueda por una interfaz cerebro computadora con un enfoque naturalizado. La primera parte fue reconocer los principios teóricos que se utilizarían en la fundamentación y al indagar se encontró que la gran mayoría de BCIs están basados en estímulo-respuesta. Es decir, que no se

buscaban las activaciones naturales sino que se fabricaban unas artificiales que pudiera reconocer el software y que el participante pudiera manipular. Con el avance de la investigación se encontró otro paradigma que se estaba usando -denominado potenciales premotores o *Negative Contingent Variation* (NCV)- que se enfoca en la activación que existe previa a un movimiento, es decir, antes de realizar cualquier movimiento el cerebro prepara las áreas involucradas para ese movimiento. Esto podría implementarse en BCI tal y como lo hicieron Khaliliardali et al. (2012) o Lew et al. (2012). Sin embargo ellos se enfocan en una activación o su ausencia para ejecutar el movimiento y se siguen basando en estímulos específicos como “pensar en mover la lengua o los pies”. Ciertamente su trabajo aporta en la cuestión de tiempos de respuesta, ya que el NCV se puede detectar hasta 1 seg. antes, pero aún faltan los estímulos naturalizados.

En esta investigación se propone el uso de varios paradigmas mencionados, para ofrecer al participante un BCI basado en las activaciones ya existentes y que utilice estímulos cotidianos. Cuando caminamos y queremos dar una vuelta en una esquina o elegir un camino para continuar, existen activaciones previas a la acción de ir hacia uno u otro lado. Dichas activaciones son las que se buscan caracterizar en el entrenamiento para que cuando el algoritmo del BCI se encuentre entrenado, sea suficiente con que el participante tenga la intención o la idea de ir a la izquierda o derecha.

El motivo de utilizar estas activaciones premotoras es, disminuir el ruido cognitivo generado por procesos atencionales. Para ejemplificar, se puede pensar en alguien que está aprendiendo a manejar y cuyos movimientos son pensados paso a paso para poder llevar a cabo la secuencia correcta y que el auto siga en marcha y con la dirección deseada. Opuesto a alguien que lleva más tiempo manejando y que sus movimientos son más fluidos y que no tiene necesidad de pensarlos uno a uno, simplemente aparecen de manera espontánea conforme quiere hacer cualquier maniobra de manejo. A esto nos referimos con procesos atencionales. El ruido cognitivo generado se ve en la complejidad de las activaciones EEG, mientras el participante ejecuta tareas más complejas.

De esta manera se buscó proveer estímulos más cotidianos con los que el participante pudiera encontrarse en su vida diaria. El reducir la artificialidad de los estímulos aporta naturalidad a la tarea, lo que puede disminuir el ruido cognitivo generado por pensamientos específicos de objetos o acciones -como se realiza comúnmente en BCI-. Al tomar las activaciones en el rango de 0 a 1 Hz se consideran las activaciones premotoras, las cuales están vinculadas a la preparación para el movimiento. Esto quiere decir que proporcionan lecturas sobre movimientos que no se han llevado a cabo -

que están libres de pensamientos en estímulos específicos-, Por lo cual, son consideradas un ejemplo ideal de activaciones cimentadas que pueden ser caracterizadas por el BCI y que ofrecen la ventaja de no tener interferencia de otros procesos cognitivos atencionales. Elegir esos estímulos parece una buena opción ya que, a lo largo de la vida del individuo, dichas activaciones se han ido refinando y redefiniendo con la experiencia de cada movimiento, ya que el cuerpo y su interacción con el entorno proporcionan una gran parte de la información que ayuda a su fortalecimiento.

Al considerar las activaciones premotoras para el entrenamiento del BCI, se espera que dicho entrenamiento sea más sencillo y más rápido que con estímulos tradicionales referidos a potenciales evocados. A la vez, esto permitiría aprovechar las activaciones en M1, la cuales están relacionadas con la preparación para el movimiento. El participante tendría únicamente que pensar o tener la intención de moverse a la izquierda o derecha -como sucede en la vida real- para que el BCI lo interprete y lo ejecute como un comando. Lo cual facilitaría el control y disminuiría las horas de entrenamiento.

Como estímulos para la tarea de entrenamiento se eligieron flechas hacia la izquierda y derecha para distinguir con mayor facilidad las activaciones EEG y la lateralidad que implicaban. Si bien parece un estímulo artificial, solo se utiliza en la fase de entrenamiento para inducir las activaciones EEG existentes al pensar en izquierda o derecha. Dentro del entrenamiento se pide al participante que presione el botón izquierdo con la mano izquierda y el botón derecho con la mano derecha, según se presenten los estímulos correspondientes. El objetivo es inducir la activación completa que se genera en una acción real de movimiento, puesto que las activaciones premotoras se presentan previas a los movimientos. También se incluye una parte donde se solicita al participante que solo imagine que presiona una pelota con su mano derecha o izquierda, correspondiente al estímulo presentado en pantalla (flechas). El objetivo es, incluir lecturas EEG de imaginación motora correspondiente a lateralidad y así enriquecer los datos que se introducen al algoritmo para que se lleve a cabo el entrenamiento. Es decir, el BCI, recibirá datos de la acción en sí, así como del movimiento imaginario para poder caracterizar las similitudes y que la diversidad de activaciones proporcione una base robusta para el entrenamiento del algoritmo.

Finalmente se presenta un laberinto en pantalla, que consideramos aporta más naturalidad a la tarea, ya que la visión es en primera persona y se eliminan los distractores que pudiera haber en una caminata habitual, pero se conserva la cuestión de girar hacia la izquierda o derecha, y así poder incluir esos registros en el entrenamiento. En esta etapa, se solicita al participante que presione los botones izquierda o derecha según elija hacer un giro

a la izquierda o derecha, en ocasiones el laberinto ofrece solo la posibilidad de girar hacia un lado con el objetivo de caracterizar las lecturas específicas de esa lateralidad, para prevenir, en caso de que se generen lecturas distintas cuando existe la posibilidad de girar hacia ambos lados.

La meta es que: posterior al entrenamiento -ya con los registros obtenidos y caracterizados-, el participante pueda controlar la dirección de navegación en el laberinto con tan solo presentar la intención de girar. Para corroborarlo, se le pedirá que trate de adivinar hacia donde girará el laberinto, con objetivo de que el estímulo active el BCI, pero sin sesgar al participante con instrucciones de lateralidad. Sin embargo el control de la direccionalidad estará vinculado a sus activaciones de EEG, por lo que se espera que al tener la intención de movimiento, el BCI reconozca los patrones y efectúe la acción. Es importante resaltar que esta etapa no se llevó a cabo y queda como parte de la continuidad de esta investigación a futuro.

Dentro del diseño del experimento se eligió el software BCI 2000 puesto que es software abierto y se ha implementado en varias investigaciones como (Wolpaw y McFarland, 2004; McFarland et al., 2010) y que su desarrollador -Dr. Bin He- es uno de los pioneros en BCI a nivel mundial, también se eligió su uso puesto que desarrollar software específico para conectar el amplificador EEG con los algoritmos y generar una interfaz para su uso habría llevado una tesis completa. Sin contar que el software comercial para BCI es de un alto costo y no estaba dentro del presupuesto para esta investigación, y finalmente -BCI2000- al ser software abierto hay bastantes módulos de compatibilidad con amplificadores de diversas marcas, lo que permite una mayor flexibilidad en su implementación.

Se debe considerar que para hacer que el BCI funcionara se tuvieron que hacer una gran cantidad de pruebas y modificaciones al hardware, software y experimento para poder encontrar el punto de balance. Es importante conocer que los amplificadores EEG se venden para ser utilizados únicamente con su software y tuvimos que aprender eso al rescatar un amplificador que no tenía licencia y buscar una licencia para que nos permitiera obtener las lecturas. El segundo problema fue su software ya que no corría en sistemas operativos x64 por lo que se tuvo que buscar un equipo compatible con 2 salidas de video que cumpliera con los requisitos de capacidad de procesamiento y hardware. Se optó por una laptop reinstalada con windows 7 x32 exclusiva para este propósito. Sin embargo, este requisito de software del amplificador, nos limitó considerablemente la capacidad de utilizar diversos programas simultáneamente por lo que elegimos cuidadosamente cada parte del software.

El BCI 2000, nos proporcionó software de bajo consumo de recursos

computacionales para poder interpretar las señales que obteníamos del software del amplificador, y finalmente lo complicado fue empatar las lecturas de la botonera con el BCI2000 y el software del laberinto. Todo el software debía estar funcionando al mismo tiempo por lo que el ordenador tenía bastante carga de trabajo y en ocasiones los procesos se interrumpían ocasionando pérdida de datos e interrumpiendo el experimento. Por lo que a futuro se busca implementar un amplificador de código abierto para evitar esas complicaciones.

Experimento piloto

5.1. Método

El objetivo de la metodología, era diseñar y realizar el BCI para que funcionara con activaciones premotoras. Con el propósito de dirigir el recorrido dentro de un laberinto y posteriormente implementarlo en un agente artificial. Sin embargo por cuestiones de tiempo el proyecto se limitó a la parte teórica y la metodología del BCI. Lo que aportó una gran base de conocimiento para optimizar la propuesta de BCI y su implementación en una etapa futura. También se busca validar el procedimiento y los resultados que se puedan obtener, al incluir un grupo de participantes más grande y con distintos estímulos para cerciorarnos que es el estímulo que mejor obtiene las activaciones y descartar que se sesgue a los participantes.

A futuro este proyecto se puede implementar en un agente artificial y las aplicaciones serían ilimitadas, proveyendo un nuevo medio de interacción a las personas con discapacidades motoras o lesiones severas de motricidad, aportando un BCI intuitivo, con poco entrenamiento y funcional para la vida diaria.

5.1.1. Participantes

Durante las diversas etapas de la investigación hubo varios participantes que, por falibilidad de los datos al tomarlos, fueron descartados. Únicamente se consideran los datos de dos participantes para el análisis de resultados: un hombre de 23 años y una mujer de 31, ambos cursan estudios superiores y no cuentan con problemas neurológicos o crónicos. Ninguno de los participantes tenía experiencia previa con BCI y se solicitó su aprobación para la realización del experimento.

5.1.2. Instrumentos

En el experimento se usó el amplificador NeuroScan LT40 clínico de Compumedics que cuenta con 40 canales. Únicamente, se utilizaron los 5

electrodos ubicados sobre la corteza somatosensorial, con referencia en el sistema internacional 10/20 -T3 C3 Cz C4 T4- expresados en los canales 17 a 21, respectivamente. La tasa de muestreo se estableció a 250hz con un filtro notch para 60Hz, utilizando como referencia A2 y como tierra la punta de la nariz. Se usó una Computadora portatil con windows 7(x86), 2.5Gb de memoria RAM disponible, procesador intel i3. El software utilizado para la interfaz es BCI2000 de Schalk Lab. La interfaz que conecta el BCI con el amplificador de NeuroScan y el estímulo de laberinto, fue inspirada en modelos presentados en Schalk y Mellinger (2010). Durante el filtrado de los datos se utilizó un filtro de espectro de potencias y un presentador de estímulos, ambos provistos en el software de BCI2000.

Se usó un programa basado en un código *open source* de Python ¹ que muestra un laberinto que el participante puede dirigir a la izquierda o derecha según su elección. En la Figura 5.1 se puede apreciar la imagen vista por el participante durante el experimento. La botonera implementada para las elecciones de dirección fue creada con *Arduino Leonardo*. Las lecturas fueron tomadas con electrodos (Ag/AgCl) y pasta conductiva *Ten20*.

El BCI fue ejecutado en una computadora Acer con Windows 7, 2.5Gb de Ram disponible y procesador intel core i3. No se utilizó camara de Faraday para las lecturas de EEG, ya que se busca su implementación en la vida cotidiana.

5.1.3. Procedimiento

El participante se posiciona frente a un monitor led de 18.5", a una distancia de 60 cm. Ante el participante se posicionan dos botones controlados por una tarjeta *arduino* que está vinculada al amplificador de EEG como marcador de eventos², y también está conectada al *BCI2000* para caracterizar las activaciones de EEG. En la Figura5.2 se muestra la posición de los instrumentos utilizados.

Los botones se colocan a la izquierda y derecha del participante a una distancia de 15cm., cuando se presiona alguno, el amplificador recibe un marcador que permite saber el momento en que se presionó. De la misma manera se utilizan para controlar la navegación dentro del laberinto.

El experimento se encuentra dividido en 3 etapas para poder observar activaciones distintas y con los promedios de estas etapas, caracterizar las activaciones de EEG.

¹<https://github.com/jcbahr/3D-maze>

²Son marcas que se registran en las lecturas del amplificador para identificar cuando sucede un evento relevante para la investigación

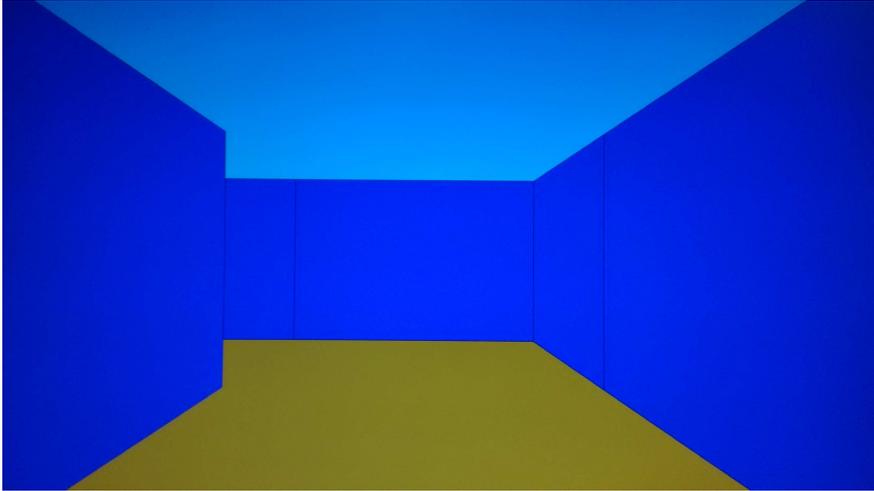


Figura 5.1: Imagen de laberinto mientras se lleva a cabo el experimento

Etapa 1

En esta etapa, se buscan las activaciones EEG características del participante. Aquellos patrones que se muestran semejantes ante el mismo estímulo, y cuya activación se ubica sobre los electrodos colocados en M1. Éstas activaciones se relacionan con el movimiento ejecutado durante las tareas.

El algoritmo lleva a cabo la obtención y filtrado de los patrones de activación electroencefalográfica. Los estímulos provistos en pantalla, son flechas a la izquierda y a la derecha para que el participante presione el botón correspondiente a cada lado. En cada segmento, los estímulos se presentan 10 veces por lado, durando 2 segundos por estímulo y teniendo un segundo sin estímulo, el orden de presentación de estos estímulos es aleatorio.

Antes de realizar el experimento de entrenamiento con estímulos laterales, se presentaron las siguientes instrucciones:

- Ponga sus manos frente a usted en la orilla de la mesa
- Cuando vea un flecha a la izquierda presione el botón izquierdo con su mano izquierda, y cuando vea una flecha a la derecha presione el botón derecho con su mano derecha.
- Evite moverse demasiado ya que los movimientos pueden interferir en

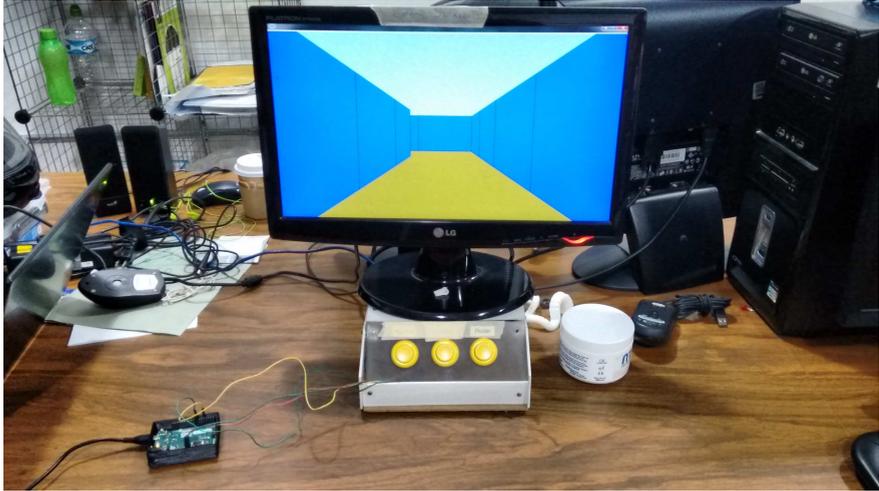


Figura 5.2: Imagen de los instrumentos utilizados en el experimento -Botonera, monitor y tarjeta arduino-

las lecturas del amplificador.

Posterior al segmento de 20 estímulos, hay un descanso de un minuto para que el participante se relaje y sus activaciones cerebrales se normalicen. Con esta dinámica se repiten 5 bloques³ como requisito indispensable para llevar a cabo la caracterización de los patrones de activación EEG y así coleccionar suficientes datos para el entrenamiento del BCI.

Etapa 2

En esta etapa, se implementa una variante, donde se solicita al sujeto imaginarse presionando una pelota con la mano correspondiente a la flecha mostrada. Esto con el objetivo de obtener la activación relacionada a la imaginería motora y así poder comparar dicha activación contra aquella encontrada en el movimiento.

Se utilizan estímulos de imaginería mental, para obtener y filtrar los patrones de activación electroencefalográfica correspondientes a cada estímulo

³Los bloques corresponden a presentar 10 estímulos por lado, y los descansos entre estímulos

bajo esta modalidad. Los estímulos provistos en pantalla, son flechas a la izquierda y a la derecha para que el participante imagine presionar una pelota con su mano izquierda o derecha -acorde a la flecha que se haya mostrado-. En cada segmento, los estímulos se presentan 10 veces por lado, durando 2 segundos por estímulo y teniendo un segundo sin estímulo, el orden de presentación de estos estímulos es aleatorio.

Antes de realizar el experimento de entrenamiento con estímulos laterales, se presentaron las siguientes instrucciones:

- Ponga sus manos frente a usted en la orilla de la mesa
- Cuando vea un flecha a la izquierda imagine que presiona una pelota con la mano izquierda, y cuando vea una flecha a la derecha imagine que presiona una pelota con la mano derecha.
- Evite moverse demasiado ya que los movimientos pueden interferir en las lecturas del amplificador.

Se presentan 20 estímulos por cada segmento y al terminar hay un descanso de un minuto para que el participante se relaje, de esta manera se repiten 5 bloques. Se enfatiza que los datos obtenidos durante esta etapa adicional, se usan únicamente con fines de explorar y contrastar los patrones de activación EEG premotora entre un movimiento real y uno imaginario. Los datos obtenidos en esta etapa adicional, no se incluyen en el entrenamiento del BCI.

Etapa 3

En esta etapa, se efectúan movimientos reales para comparar que las activaciones EEG no cambien a causa del estímulo. Sin embargo estos datos no se incluyen en el entrenamiento del algoritmo.

Una vez caracterizados los patrones de EEG del participante, se corre la tarea con un laberinto en el cual pueden navegar utilizando la botonera. Se debe presionar con la mano correspondiente (e.g. botón derecho con mano derecha y botón izquierdo con mano izquierda). En el BCI, los estímulos son identificados con marcadores del amplificador (i.e. cada que se presenta un estímulo se genera una referencia en el registro EEG que permite identificar el tiempo en que se presenta y así poder observar las activaciones cercanas a esa referencia). Los marcadores se utilizan para obtener las muestras de EEG en un tiempo específico por cada estímulo y ubicación, y así utilizarse para caracterizar las señales. El objetivo es encontrar la variabilidad entre activaciones, tal como en el caso de Krauledat et al. (2004).

Dentro del recorrido del laberinto el participante debe presionar el botón para dirigirse hacia la izquierda o la derecha, hay 10 giros hacia cada lado, presentadas de manera aleatoria, y se corren 5 segmentos de 20 estímulos para esta etapa.

Antes de realizar el experimento se presentaron las siguientes instrucciones:

- Ponga sus manos frente a usted en la orilla de la mesa
- Cuando elija girar a la izquierda, presione el botón izquierdo con su mano izquierda, y cuando elija girar a la derecha presione el botón derecho con su mano derecha.
- Una vez que presione el botón, la acción de girar se llevará a cabo al llegar a la esquina, por lo que no es necesario que presione más de una vez.
- Evite moverse demasiado ya que los movimientos pueden interferir en las lecturas del amplificador.

5.1.4. Análisis de datos

En el funcionamiento de los BCI se implementan varios filtros y algoritmos que permiten interpretar el caótico panorama del EEG en comandos ejecutados por aplicaciones. Dichos filtros y algoritmos varían en gran medida, según la característica buscada en las activaciones EEG, el proceso de interpretación y su aplicación. Es así, que en la implementación se debe hacer una selección entre la nitidez de los datos obtenidos, la frecuencia y la velocidad de funcionamiento del BCI.

Durante el análisis de datos del EEG para este BCI, el objetivo principal es recolectar señales -de al menos dos condiciones distintas o tareas- de un número determinado de electrodos. Una vez que toda esa información es recolectada, las señales de cada electrodo son convertidas al dominio de las frecuencias. Este procedimiento provee un grupo de espectros de frecuencia por cada electrodo, que son organizados de acuerdo a las dos condiciones. Así, se producen las distribuciones de datos x y y , que son comparadas para obtener las activaciones relevantes a las condiciones presentadas.

La expectativa es que esta comparación revele los cambios de señal que son debidos a las condiciones. La manera más sencilla de realizar esta comparación es, calculando promedios de señal para $x(\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_1^N x(n))$ y $y(\bar{y} =$

$\frac{1}{N} \sum_1^N y(n)$) para posteriormente sustraer una de la otra (i.e., $d_{xy} = \bar{x} - \bar{y}$).

Esta comparación es llevada a cabo en cada *frequency bin*⁴ y cada electrodo. Lo que permite que la identificación de los cambios asociados a la tarea, den como resultado los *frequency bins* y electrodos con un mayor valor de d_{xy} .

Con los datos anteriores se puede entender que la varianza intra e inter clases entre ambas distribuciones x y y sea normalmente grande para cada *frequency bin* y electrodo. Por lo tanto, una diferencia entre amplitudes promedio puede ser más o menos significativa.

Es así que el uso de estadísticas de alto orden, es una mejor aproximación. Por ejemplo, el valor de r^2 de Beck y Arnold (1977) calcula la fracción de la variación total de la señal que está asociada con las condiciones. Su valor representa la varianza intra e inter clase, que es similar a la medida de separación de dos distribuciones de Fisher (1936).

Para poder distinguir cuáles son las lecturas o activaciones relevantes a las condiciones, se utiliza: r^2 -o también llamado coeficiente de determinación-. r^2 es una herramienta estadística que provee una medida de qué tanto difieren las medias de las dos distribuciones en relación a la varianza. El valor de r^2 calcula la fracción del total de la señal de varianza que está asociada con las condiciones y su rango puede ir de 0 a 1.0. En el ámbito de BCI, esta herramienta se utiliza para indicar, qué tanto se puede inferir la condición de respuesta de la tarea, basándose únicamente en señales cerebrales.

Por ejemplo, en un valor de r^2 cercano a 1.0, las distribuciones de X y Y tendrán una mayor varianza inter-clases (i.e. una gran diferencia en las distribuciones principales) y una pequeña varianza intra-clase (Schalk, 2006). Representado en la fórmula siguiente:

$$r^2(x, y) = \frac{\sigma_{x,y}}{\sigma_x \sigma_y}$$

Dentro de la literatura publicada de BCI, los valores de r^2 , se observan menores a 0.5 debido a la gran variabilidad que existe en la activación de los potenciales de acción registrados por el EEG. Incluso tomando en cuenta que las lecturas son obtenidas utilizando el mismo estímulo, nunca son idénticas. Esto se debe a que hay una gran cantidad de procesos cognitivos ocurriendo de manera simultánea en el participante, lo que hace de cada lectura algo

⁴Hace referencia a los puntos usados para dividir una ventana de frecuencia en franjas iguales

muy particular, es así que las activaciones EEG, no se pueden generalizar de un participante a otro. Se debe recordar que no es posible estandarizar el valor requerido para r^2 ya que hay participantes que debido a la naturaleza de sus activaciones EEG tendrán mayor o menor variabilidad y por lo tanto una r^2 mayor o menor.

Entre los resultados publicados de r^2 , que resultan más relevantes para esta investigación, se encuentran los siguientes:

- Schalk (2006) con valores máximos de 0.2 con ECoG
- McFarland et al. (2010) con valores máximos de 0.5 con EEG
- Schalk y Mellinger (2010) con valores de 0.4 y 0.6 con EEG
- Wolpaw y McFarland (2004) con valores máximos de 0.4 con EEG

La herramienta propuesta por Schalk (2006) en el BCI2000, fue la que se implementó en esta investigación y cuyo procedimiento para el filtrado de datos, se describe brevemente:

Se derivaron las características utilizando *Common Average Reference* (CAR) -que funciona como un filtro con el objetivo de eliminar la actividad repetitiva cercana- y una estimación espectral.

Primero se convirtieron las señales en cada ubicación a μV . Posteriormente se aplica el filtro CAR del cual se obtienen los estimados espectrales al particionar las señales s_h de cada canal h a ventanas con un número constante de muestreo $L_w = 64$ correspondiente a 400 ms ($f_s = 160$ Hz). Se deben denotar estas ventanas como $s_h''(k'')$ donde $k'' = 0, 1, \dots, L_w - 1$. Posterior al filtro espacial, se pasa cada s_h'' (i.e., la ventana completa) al estimador espectral, que produce una estimación continua de amplitudes espectrales \hat{S}_h que se discretizan en frecuencia. Esto fue posible utilizando *frequency bins* definidos por los límites de las frecuencias más altas y bajas $f_{i,l}$ and $f_{i,u}$:

$$\begin{aligned} f_{i,l} &= f_e + (i - 1)f_b \\ f_{i,u} &= f_e + if_b \end{aligned}$$

$f_b = 2$ Hz era el ancho de los *bins* y $f_e = 10$ Hz era la frecuencia más baja calculada. Se utilizó $J = 10$ *frequency bins* i (i.e., características a_i que representaban el rango de frecuencia de 10-30 Hz que es importante para el procesamiento del ritmo mu/beta que fue calculado como se muestra en la siguiente ecuación:

$$a_i = \frac{1}{f_{i,u} - f_{i,l}} \int_{f=f_{i,l}}^{f_{i,u}} \hat{S}_h df$$

5.1.5. Resultados

Con datos obtenidos de los participantes 1 y 2 -a lo largo de las distintas etapas de entrenamiento en las pruebas piloto-, se llevó a cabo el análisis para encontrar las frecuencias y canales relevantes para cada tarea y estímulo, en cada participante. Dicho análisis consistió en la implementación de la herramienta *OfflineAnalysis*, provista en el software *BCI 2000*, de Schalk Lab. Este software analiza los datos y muestra: la activación topográfica, los resultados de r^2 para dos condiciones específicas y el espectro de potencias de las frecuencias y canales seleccionados. Los resultados muestran los canales y las frecuencias con mayor activación para las condiciones de izquierda y derecha, lo que facilita la selección de canales y frecuencias para el filtrado de la señal, así como obtener la menor interferencia posible para los datos del BCI.

Los datos analizados de la prueba experimental incluyen las distintas etapas del entrenamiento, ya que el objetivo era ver si el *BCI2000* era capaz de discernir entre estímulos de izquierda y derecha con información de cualquiera de las tareas, por lo que se mezclaron los datos para corroborar que el coeficiente r^2 no se viera sesgado por las activaciones provistas al BCI.

En las Figuras 5.3 y 5.4 se muestra la descripción de activaciones que tienen una mayor distinción entre los estímulos “rest” –reposo o sin estímulo- y activación lateral (izquierda o derecha). Lo que permite observar qué tan distintas son esas activaciones y ver los canales y frecuencias en que se presenta con mayor disparidad.

En las Figuras 5.5 y 5.6 se observan los canales y frecuencias que tuvieron una mayor activación. Como se comenta en la literatura de BCI, las activaciones laterales son altamente distinguibles a causa de efectos de contralateralidad y alteración de ritmos Alfa (Pfurtscheller et al., 2008; He et al., 2013; Wolpaw, 2007).

Durante las pruebas piloto, solo se llevó a cabo una sesión de entrenamiento de entre 60 y 100 estímulos, suficiente para que el software analizara los datos y mostrara los resultados vistos previamente.

La muestra consistió en el conjuntos de datos de las distintas etapas de entrenamiento, de ambos participantes. Los canales del 17 al 21, corresponden a T3, C3, Cz, C4 Y T4, respectivamente. En las imágenes Figuras 5.5 y 5.6 se puede apreciar un efecto de generalización en las bandas de colores a lo largo de las frecuencias y canales, dicho efecto es a causa del filtro CAR que -a grandes rasgos- promedia la actividad de todos los canales, es decir los vuelve una referencia, y sustrae el valor de las activaciones del canal elegido, dejando así la actividad distinta entre ellos.

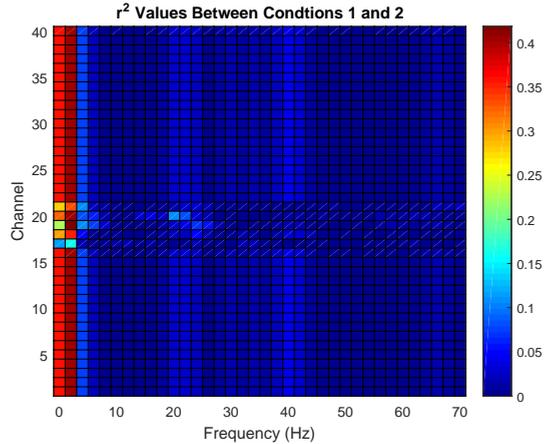


Figura 5.3: Activaciones entre estímulo nulo “rest” e izquierda participante 1

En la Figura 5.7 se encuentran los resultados de las activaciones más significativas para la tarea de presionar los botones, mostrando con rojo aquellos puntos donde la diferencia de activaciones entre los dos estímulos es mayor -son muy distinguibles uno de otro-.

Como se puede apreciar entre la Figura 5.7 y la Figura 5.8 los puntos con mayor activación varían mucho de canal, frecuencia y r^2 . Previamente se había abordado la diferencia de activación EEG entre sujetos y con esta imagen se ejemplifica.

En las imágenes anteriores, se observan las activaciones esperadas en los ritmos alfa y beta, sobre la corteza sensorimotriz y las activaciones en frecuencias muy bajas entre 0 y 1 Hz. Estas últimas hacen referencia a las activaciones premotoras, como se reporta en la literatura del tema: Garipelli et al. (2011); Lew et al. (2012); Khaliliardali et al. (2012); Krauledat et al. (2004).

Con base en los resultados de las Figuras 5.7 y 5.8, se eligieron los canales y frecuencias con un mayor coeficiente de r^2 para incluirlas en el análisis de datos.

Con las Figuras 5.9 y 5.10 se puede apreciar la capacidad del *BCI 2000* para discernir entre la activación correspondiente a la izquierda y a la derecha. Ambos estímulos se manifiestan en una frecuencia baja, entre 0 y 1 Hz. El hecho de que ambas activaciones aparezcan en este rango de frecuencias

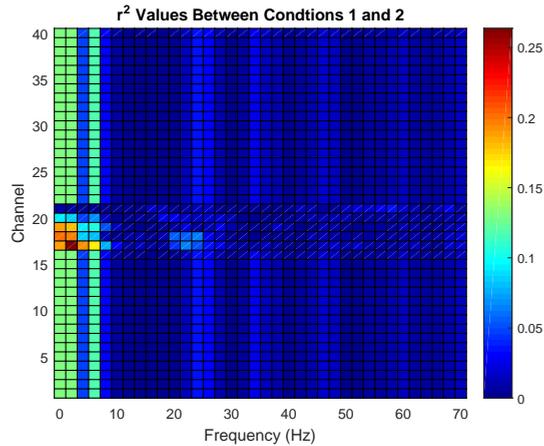


Figura 5.4: Activaciones entre estímulo nulo “rest” e izquierda participante 2

significa que para el BCI es más fácil distinguir estas activaciones que aquellas relacionadas a ritmos alfa o beta , al menos para estos participantes y bajo estas condiciones.

Como se mencionó previamente, los resultados de r^2 en 0.2 son prometedores, considerando que la literatura especializada publica con coeficientes de entre 0.2 y 0.4, ya que obtener datos mayores a estos es sumamente complicado a causa de la gran variabilidad de activaciones EEG en el sujeto.

Al utilizar el software *BCI2000*, en conjunto con estímulos de lateralidad, parece muy probable obtener respuestas naturalizadas por parte del participante, es decir, sin necesidad de pensamientos específicos o muchas sesiones de entrenamiento. Un BCI que aprovecha las activaciones EEG, que ya existen de manera natural, y que sea capaz de discernirlas hasta casi 1 seg. antes de que se efectúe el movimiento, habla de una velocidad de respuesta optimizada y una facilidad de uso considerable. En esta investigación queda pendiente la implementación, un mayor número de participantes y el control exitoso de la navegación a través del laberinto, con tan solo una sesión de entrenamiento.

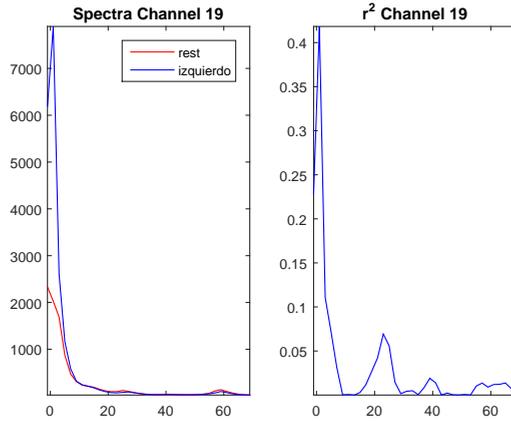


Figura 5.5: r^2 de mayores activaciones entre estímulo nulo “rest” e izquierda participante 1

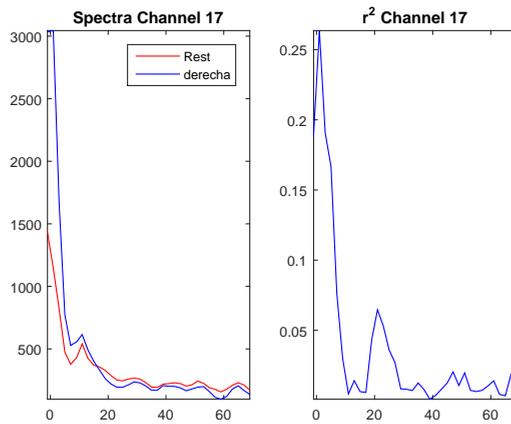


Figura 5.6: r^2 de mayores activaciones entre estímulo nulo “rest” y derecha participante 2

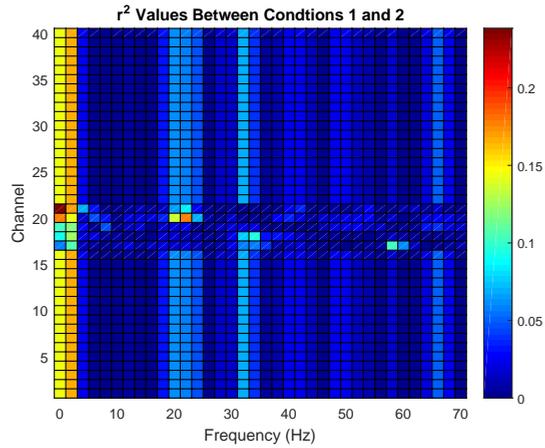


Figura 5.7: Mayor distinción de activaciones entre izquierda y derecha, para estímulo de presionar botones, participante 1

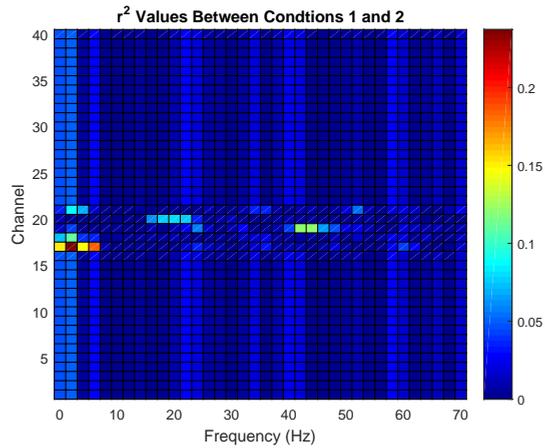


Figura 5.8: Mayor distinción de activaciones entre izquierda y derecha, para estímulo de presionar botones, participante 2

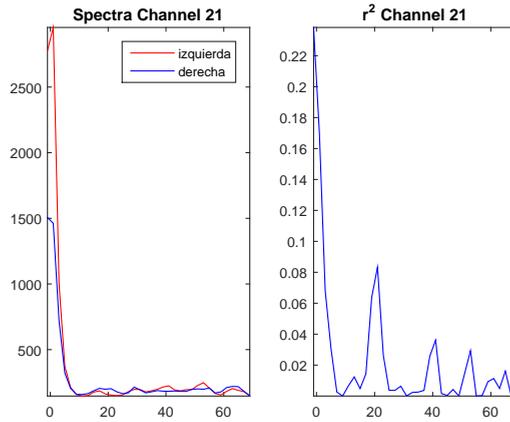


Figura 5.9: r^2 de los estímulos de presionar botones con estímulos izquierda y derecha participante 1. Espectro de potencias de ambas activaciones.

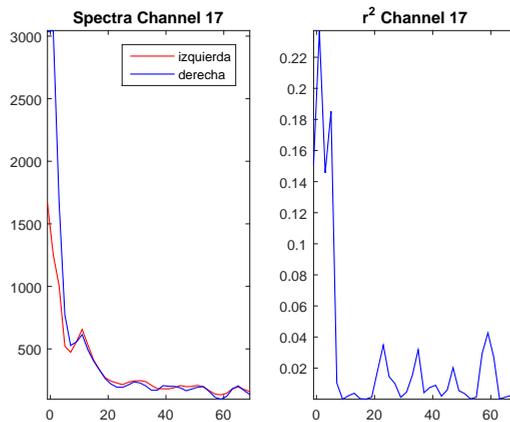


Figura 5.10: r^2 de los estímulos de presionar botones con estímulos izquierda y derecha participante 2. Espectro de potencias de ambas activaciones.

CAPÍTULO 6

Conclusiones

Con el planteamiento de este método se busca complementar las tecnologías de BCI con un entrenamiento de menor duración, pero con mayor velocidad de tiempo de respuesta; cuyas activaciones de control sean basadas en estímulos cotidianos y que resulten más naturales para el desempeño del participante.

Con esta propuesta metodológica se busca reducir significativamente el tiempo de entrenamiento de 2h que fue el mínimo reportado, a 30 minutos, pudiéndose recortar incluso hasta 7 minutos una vez perfeccionada la metodología de entrenamiento.

Según los reportes obtenidos de los participantes, las tareas distintas a la imaginería motora son menos desgastantes, aunque posterior a las 3 etapas de entrenamiento varios participantes manifestaron que les costaba un poco de trabajo concentrarse en las últimas tareas. Por lo que se considera reducir el número de bloques a 3 ya que es el mínimo requerido para el procesamiento del BCI, y contrastar el desempeño de 3 bloques de datos contra el de 5.

En una comparativa de la dificultad de las tareas ejecutadas, los participantes manifestaron que la tarea de imaginería motora era la más complicada al no saber exactamente si imaginar sólo su mano, su brazo completo o visualizar la pelota. Mientras que reportaron que el laberinto fue la más entretenida y considero que esto se debe a que la tarea pierde artificialidad al parecer un evento de la vida real, por lo que se propone utilizar el laberinto en una etapa más temprana de entrenamiento.

Es muy favorable que los participantes se muestren positivos respecto a la tarea del laberinto ya que en la literatura sobre BCI usualmente se reporta que los participantes terminan las sesiones agobiados y frustrados, lo cual puede ser una gran área de oportunidad en la implementación de estas tecnologías.

A causa de la gran pérdida de datos por cuestiones de fallas técnicas, se busca implementar una gorra con electrodos para incrementar la velocidad de montaje, disminuir las fallas de lectura en los electrodos y permitir un poco más de comodidad a los participantes ya que con los electrodos que se tomaron las lecturas, se les solicitó que se movieran lo menos posible. También se busca intercambiar el amplificador *NuAmps* por uno de código

abierto como el *Open BCI* para eliminar el uso de software de las distintas compañías de manera simultánea, y recuperar un poco de procesamiento computacional al implementar un desarrollo API basado en las necesidades del proyecto. De esta manera también se podría utilizar una mayor cantidad de recursos de hardware, lo que aportaría una interfaz con mejores gráficos y mayor facilidad de interconexión, ya que por cuestiones del tipo de licencia obtenida, el software del *NuAmps* nos limitó a utilizar 2.5gb Ram para todos los procesos.

En esta etapa se presentó la propuesta teórica y algunas pruebas piloto para verificar el funcionamiento en conjunto del BCI, hardware y software del laberinto bajo las condiciones técnicas antes mencionadas, lo que confirma que se puede desarrollar la implementación con los instrumentos propuestos.

El análisis de resultados de la prueba piloto sugiere, que el tiempo de entrenamiento implementado, y los estímulos utilizados, son aptos para obtener lecturas aptas para la caracterización de activaciones EEG y su aplicación en el BCI. Esta propuesta también coadyuva a que el participante no se vea agobiado con las tareas de entrenamiento. También se observó que el algoritmo pudo discernir los estímulos laterales en 2 participantes -según reporta el análisis de r^2 -, y que éstos podrían ser implementados para el entrenamiento, sin embargo queda pendiente la etapa de implementación donde el BCI entrene con esos modelos y pueda efectuar los comandos pertinentes a cada estímulo.

Al utilizar las activaciones premotoras se ganan milisegundos en la ejecución de los comandos lo que daría al usuario la sensación de una mayor velocidad entre: la idea de virar y la acción llevándose a cabo; lo que podríamos decir que se refiere a una mayor velocidad de movimiento.

En el desarrollo de la metodología y el experimento piloto, se utilizó el software y hardware dentro de entornos cotidianos sin ninguna protección o aislamiento contra la interferencia de señales, con el objetivo de simular el ambiente cotidiano donde se desempeñaría. Aun en estas condiciones los resultados del experimento piloto permiten ver la factibilidad de implementarse.

Es así que esta propuesta corporizada aporta el uso en conjunto de varios principios de BCI, la aplicación de estímulos cotidianos y herramientas de software, para ofrecer al usuario un BCI con poco entrenamiento, una interfaz intuitiva y personalizada a sus activaciones EEG, un menor tiempo de respuesta a los comandos “pensados” y la capacidad de implementarse en el mundo real.

En una etapa futura se busca hacer una mayor cantidad de pruebas con

distintos estímulos para buscar la mayor naturalidad posible, así como incluir un grupo bastante más sustancial de participantes donde se consideren personas con discapacidad motriz. De esta manera se aportaría una mayor robustez al desarrollo y llevarlo a la implementación en la vida real donde podría incluirse en sillas de ruedas, automóviles, agentes artificiales y más. Los alcances del funcionamiento de esta tecnología podrían ayudar a su inclusión en la vida cotidiana y su perfeccionamiento.

Bibliografía

- Barsalou, L. W. (1999). Perceptions of perceptual symbols. *Behavioral and brain sciences*, 22(04):637–660.
- Barsalou, L. W. (2008). Grounded cognition. *Annu. Rev. Psychol.*, 59:617–645.
- Beck, J. V. y Arnold, K. J. (1977). *Parameter estimation in engineering and science*. James Beck.
- Berger, H. (1929). Über das elektrenkephalogramm des menschen. *European Archives of Psychiatry and Clinical Neuroscience*, 87(1):527–570.
- Caton, R. (1875). Electrical currents of the brain. *The Journal of Nervous and Mental Disease*, 2(4):610.
- Citi, L., Poli, R., Cinel, C., y Sepulveda, F. (2008). P300-based bci mouse with genetically-optimized analogue control. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 16(1):51–61.
- Doud, A. J., Lucas, J. P., Pisansky, M. T., y He, B. (2011). Continuous three-dimensional control of a virtual helicopter using a motor imagery based brain-computer interface. *PloS one*, 6(10):e26322.
- Fabiani, G. E., McFarland, D. J., Wolpaw, J. R., y Pfurtscheller, G. (2004). Conversion of eeg activity into cursor movement by a brain-computer interface (bci). *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 12(3):331–338.
- Fazel-Rezai, R., Allison, B. Z., Guger, C., Sellers, E. W., Kleih, S. C., y Kübler, A. (2012). P300 brain computer interface: current challenges and emerging trends. *Frontiers in neuroengineering*, 5.
- Fisher, R. A. (1936). The use of multiple measurements in taxonomic problems. *Annals of eugenics*, 7(2):179–188.
- Garipelli, G., Chavarriaga, R., y del R Millan, J. (2011). Single trial recognition of anticipatory slow cortical potentials: the role of spatio-spectral filtering. En *Neural Engineering (NER), 2011 5th International IEEE/EMBS Conference on*, p'aginas 408–411. IEEE.

- Goncharova, I., McFarland, D., Vaughan, T., y Wolpaw, J. (2003). Emg contamination of eeg: spectral and topographical characteristics. *Clinical Neurophysiology*, 114(9):1580 – 1593.
- Graimann, B., Allison, B., y Pfurtscheller, G. (2010). Brain–computer interfaces: A gentle introduction. En *Brain-Computer Interfaces*, p’aginas 1–27. Springer.
- Guger, C., Allison, B. Z., Großwindhager, B., Prückl, R., Hintermüller, C., Kapeller, C., Bruckner, M., Krausz, G., y Edlinger, G. (2012). How many people could use an ssvep bci? *Frontiers in neuroscience*, 6.
- He, B., Gao, S., Yuan, H., y Wolpaw, J. R. (2013). Brain–computer interfaces. En *Neural Engineering*, p’aginas 87–151. Springer.
- Khaliliardali, Z., Chavarriaga, R., Gheorghe, L. A., y del Millan, J. (2012). Detection of anticipatory brain potentials during car driving. En *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*, p’aginas 3829–3832. Ieee.
- Klem, G. H., Lüders, H. O., Jasper, H., y Elger, C. (1999). The ten-twenty electrode system of the international federation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 52(suppl.):3.
- Krauledat, M., Dornhege, G., Blankertz, B., Losch, F., Curio, G., y Müller, K.-R. (2004). Improving speed and accuracy of brain-computer interfaces using readiness potential features. En *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS ’04. 26th Annual International Conference of the IEEE*, volumen 2, p’aginas 4511–4515.
- Lew, E., Chavarriaga, R., Silvoni, S., y Millán, J. d. R. (2012). Detection of self-paced reaching movement intention from eeg signals. *Front. Neuroeng*, 5(13).
- Libenson, M. H. (2012). *Practical approach to electroencephalography*. Elsevier Health Sciences.
- Libet, B. (1993). Unconscious cerebral initiative and the role of conscious will in voluntary action. En *Neurophysiology of consciousness*, p’aginas 269–306. Springer.
- McFarland, D. J., Krusienski, D. J., Sarnacki, W. A., y Wolpaw, J. R. (2008). Emulation of computer mouse control with a noninvasive brain–computer interface. *Journal of neural engineering*, 5(2):101.

- McFarland, D. J., Miner, L. A., Vaughan, T. M., y Wolpaw, J. R. (2000). Mu and beta rhythm topographies during motor imagery and actual movements. *Brain topography*, 12(3):177–186.
- McFarland, D. J., Sarnacki, W. A., y Wolpaw, J. R. (2010). Electroencephalographic (eeg) control of three-dimensional movement. *Journal of Neural Engineering*, 7(3):036007.
- Netter, F. H., Craig, J. A., Perkins, J., Hansen, J. T., y Koeppen, B. M. (2002). Atlas of neuroanatomy and neurophysiology. *Icon Custom Communications, Teterboro*.
- Pezzulo, G., Barsalou, L. W., Cangelosi, A., Fischer, M. H., McRae, K., y Spivey, M. J. (2013). Computational grounded cognition: a new alliance between grounded cognition and computational modeling. *Frontiers in psychology*, 3.
- Pfurtscheller, G., Brunner, C., Schlögl, A., y Da Silva, F. L. (2006). Mu rhythm (de) synchronization and eeg single-trial classification of different motor imagery tasks. *Neuroimage*, 31(1):153–159.
- Pfurtscheller, G., Scherer, R., Müller-Putz, G. R., y Lopes da Silva, F. H. (2008). Short-lived brain state after cued motor imagery in naive subjects. *European Journal of Neuroscience*, 28(7):1419–1426.
- Rosenzweig, M., Breedlove, S., y Watson, N. (2005). Biological psychology: An introduction to behavioral and cognitive neuroscience (g. donini, ed.). *Sunderland, MA: Sinauer Associates*.
- Royer, A. S., Doud, A. J., Rose, M. L., y He, B. (2010). Eeg control of a virtual helicopter in 3-dimensional space using intelligent control strategies. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 18(6):581–589.
- Schalk, G. (2006). *Towards a Clinically Practical Brain-computer Interface*. PhD thesis, Troy, NY, USA. AAI3249606.
- Schalk, G. y Mellinger, J. (2010). *A Practical Guide to Brain-Computer Interfacing with BCI2000: General-Purpose Software for Brain-Computer Interface Research, Data Acquisition, Stimulus Presentation, and Brain Monitoring*. Springer Science & Business Media.
- Spencer, K. M., Dien, J., y Donchin, E. (2001). Spatiotemporal analysis of the late erp responses to deviant stimuli. *Psychophysiology*, 38(02):343–358.

- Wolpaw, J. R. (2007). Brain–computer interfaces as new brain output pathways. *The Journal of Physiology*, 579(3):613–619.
- Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., McFarland, D. J., Pfurtscheller, G., y Vaughan, T. M. (2002). Brain–computer interfaces for communication and control. *Clinical neurophysiology*, 113(6):767–791.
- Wolpaw, J. R. y McFarland, D. J. (2004). Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain–computer interface in humans. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 101(51):17849–17854.