



Universidad Autónoma de San Luis Potosí
Facultad de Ingeniería
Centro de Investigación y Estudios de Posgrado

Implementación de una interfaz cerebro-computadora basada en electroencefalografía superficial

T E S I S

Que para obtener el grado de:

Maestro en Ingeniería de la Computación

Presenta:

Víctor Alejandro Méndez López

Asesor:

Dr. Carlos Soubervielle Montalvo

San Luis Potosí, S. L. P.

Diciembre de 2016





UASLP

Universidad Autónoma
de San Luis Potosí

16 de junio de 2016

**ING. VÍCTOR ALEJANDRO MÉNDEZ LÓPEZ
P R E S E N T E.**

En atención a su solicitud de Temario, presentada por el **Dr. Carlos Soubervielle Montalvo**, Asesor de la Tesis que desarrollará Usted, con el objeto de obtener el Grado de **Maestro en Ingeniería de la Computación**, me es grato comunicarle que en la Sesión del H. Consejo Técnico Consultivo celebrada el día 16 de junio del presente, fue aprobado el Temario propuesto:

TEMARIO:

"Implementación de una interfaz cerebro-computadora basada en electroencefalografía superficial"

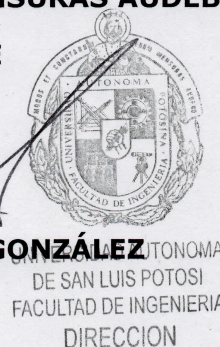
Introducción.

1. Fundamentos de neurofisiología.
 2. Técnicas de electroencefalografía superficial.
 3. Arquitectura de las interfaces cerebro-computadora.
 4. Desarrollo de una interfaz cerebro-computadora para generar texto.
 5. Análisis y discusión de resultados.
- Conclusiones.
Referencias.

"MODOS ET CUNCTARUM RERUM MENSURAS AUDEBO"

ATENTAMENTE

**M. I. JORGE ALBERTO PÉREZ GONZÁLEZ
DIRECTOR.**



**FACULTAD DE
INGENIERÍA**

Av. Manuel Nava 8
Zona Universitaria • CP 78290
San Luis Potosí, S.L.P.
tel. (444) 826 2330 al39
fax (444) 826 2336
www.uaslp.mx

Copia. Archivo.
*etn.

"190 Años de Educación Pública Superior en San Luis Potosí"

*“El cerebro es un mundo que consta de numerosos continentes inexplorados
y grandes extensiones de territorio desconocido”*

Santiago Ramón y Cajal, padre de la neurobiología moderna.

*A la memoria de mi querida abuelita materna:
Matiana Amaya Vda. de Lopez (nuestra segunda madre),
fallecida el 30 de septiembre de 2016 a la edad de 82 años,
a quien por su ejemplo valioso de toda una vida mi familia y yo
le debemos más de lo que siempre le estaremos agradecidos...*

*“Que Dios nuestro Señor
lo cuide y lo lleve por buen camino
y lo proteja a dondequiera que vaya...”
Bendición de Matiana Amaya
(1933-2016).*

Agradecimientos

Como siempre, agradezco a Dios por haberme dado la oportunidad de adquirir y aportar conocimiento para abrir nuevas puertas en beneficio de las personas.

Agradezco a la Universidad Autónoma de San Luis Potosí, a la Facultad de Ingeniería y al Posgrado en Computación por haberme dado la oportunidad de enriquecerme con la perspectiva del mundo y las herramientas que ofrecen las ciencias computacionales.

Agradezco a mi asesor el Dr. Soubervielle por su franco apoyo y liderazgo en cualquier situación, así como a mis sinodales de tesis por sus valiosas aportaciones.

Además agradezco a toda mi familia, comenzando por mi madre la licenciada Martha López de Méndez y mis hermanos Caro, Rocío y Jorge, porque solo ellos saben el costo real de este trabajo, así como a mis cuatro sobrinitos porque todos tienen un gran potencial. También agradezco a mis familiares ausentes más cercanos: Sr. Roberto López Rodríguez (abuelito), Sra. Matiana Amaya (abuelita), Lic. Juan Roberto Méndez López (hermano mayor) y Sr. Víctor Méndez Hernández (padre).

Agradezco también a todos mis amigas y amigos que han estado cerca de mí apoyándome de una u otra manera, en particular a la señorita Martha Verónica Martínez Díaz y al señor juez Felipe de Jesús Martínez Castillo, estimados amigos de la familia.

Por último agradezco de antemano a todos los futuros lectores de esta tesis por interesarse en el apasionante tema de las interfaces cerebro computadora, esperando que les sea de utilidad lo expuesto en este trabajo.

*Porque como dijo en alguna emotiva ocasión Gustavo Cerati:
“No solo no hubiéramos sido nada sin ustedes, sino con toda la gente que estuvo a nuestro alrededor desde el comienzo; algunos siguen hasta hoy. ¡Gracias... Totales!”*

Resumen

Las interfaces cerebro computadora (del inglés “brain-computer interfaces”, BCI) son dispositivos que, mediante el uso de diferentes algoritmos computacionales de procesamiento de señales, permiten inferir ciertas acciones de control que son generadas por la actividad neuronal de la corteza cerebral del usuario. Es decir, los sistemas BCI establecen un vínculo directo de interacción entre la actividad neuronal de dicho usuario y el entorno que le rodea.

En la presente tesis se implementó una interfaz cerebro-computadora para generar texto usando una diadema EPOC de bajo costo y la plataforma de software libre BCI2000, se cambiaron las posiciones de cuatro electrodos de la diadema EPOC con la finalidad de mejorar la calidad de las señales neuronales requeridas para este tipo de aplicaciones. Se evaluaron los efectos de tales modificaciones mediante una serie de experimentos comparativos entre una diadema EPOC modificada y una segunda diadema EPOC sin modificación alguna.

Los resultados de los experimentos comparativos mostraron que la eficacia del sistema BCI implementado con la diadema EPOC modificada respecto a la diadema EPOC original fue de un 3% mayor en cuanto a la selección de símbolos, así como un 12% mayor para la selección de renglones y un 4% mayor para la selección de columnas.

Índice general

Índice de figuras	XV
-------------------	----

Índice de tablas	XVII
------------------	------

Introducción	1
i.1. Definición de interfaz cerebro-computadora	1
i.2. Antecedentes	2
i.3. Componentes de un sistema BCI	3
i.4. Problemática de los sistemas BCI speller	4
i.5. Objetivos y justificación de la tesis	4
i.5.1. Propuesta de implementación de un sistema BCI speller	4
1. Fundamentos de neurofisiología	7
1.1. El sistema nervioso central	8
1.1.1. El cerebro	9
1.1.2. La corteza cerebral	10
1.1.3. Las células nerviosas	10
1.2. Electrofisiología de las neuronas	11
1.2.1. Potencial de membrana y potencial de reposo	11
1.2.2. Potencial de acción	12
1.2.3. Sinapsis	13
2. Técnicas de electroencefalografía superficial	15
2.1. Origen y propagación de las señales neuronales	15
2.2. Señales bioeléctricas de la actividad cerebral	16
2.2.1. Las ondas cerebrales	16
2.2.2. Los potenciales relacionados a eventos	17
2.2.3. El potencial P300	18
2.3. Tecnologías de grabación de señales neuronales	19
2.4. Electroencefalografía superficial (sEEG)	21
2.5. El sistema 10-20	23
2.6. Tipos de montajes	24

3. Arquitectura de las interfaces cerebro-computadora	25
3.1. Arquitectura general de los sistemas BCI	25
3.1.1. Entorno de operación	26
3.1.2. Usuario	27
3.1.3. Investigador	29
3.1.4. Transductor BCI	30
3.1.5. Aplicación BCI	34
3.2. Los sistemas BCI generadores de texto (spellers)	35
3.2.1. El paradigma “oddball”	35
3.2.2. El speller P300 de Farwell y Donchin	36
3.2.3. Terminología de los experimentos speller P300	37
3.3. El estado del arte de los estimuladores visuales speller P300	38
4. Desarrollo de una interfaz cerebro-computadora para generar texto	41
4.1. Elementos del sistema P3writer	41
4.2. Conexión habitual entre EPOC y BCI2000	42
4.2.1. Procedimiento para usar una diadema EPOC en BCI2000	42
4.3. Modificaciones realizadas a la diadema EPOC	44
4.3.1. Modificación física de la diadema EPOC	44
4.4. Estimuladores visuales de P3writer	46
4.4.1. Implementación de los estimuladores	47
4.5. Experimentos realizados	52
4.5.1. Protocolo experimental propuesto	52
4.5.2. Experimentos de funcionalidad	56
4.5.3. Experimentos de desempeño	58
5. Análisis y discusión de resultados	61
5.1. Medición de la eficacia en la selección de símbolos, renglones y columnas	61
5.2. Resultados de los experimentos de funcionalidad	62
5.2.1. Análisis y discusión	63
5.3. Resultados de los experimentos de desempeño	66
5.3.1. Análisis y discusión	67
Conclusiones	72
Apéndices	
A. La diadema EPOC de Emotiv	77
B. Consideraciones sobre BCI2000	83
C. Cuestionario de usabilidad empleado en los experimentos de desempeño	91
Referencias	97

Índice de figuras

1.	Interfaces cerebro-computadora.	1
2.	Componentes de un sistema BCI.	3
1.1.	Partes del encéfalo.	8
1.2.	Lóbulos cerebrales.	9
1.3.	Fases del potencial de acción.	12
1.4.	Elementos de una sinapsis.	14
2.1.	Bandas del espectro de ondas cerebrales.	17
2.2.	Modelo de generación del potencial P300.	19
2.3.	Registro EEG de 14 canales.	21
2.4.	Ubicación de los electrodos en el sistema 10-20 [68].	23
3.1.	Modelo funcional de los sistemas BCI.	25
3.2.	El modelo HAAT y los sistemas BCI.	26
3.3.	Modelo de uso de un sistema BCI.	27
3.4.	Arquitectura de Mason y Birch para un speller P300.	36
3.5.	Tiempos de estímulo y sus correspondientes ventanas de captura EEG.	37
3.6.	Tipos de estimuladores visuales del speller P300.	39
4.1.	Cambio de los electrodos de la diadema EPOC.	44
4.2.	Prototipos de la diadema EPOC modificada.	45
4.3.	Cambio de posición de los electrodos reflejado en BCI2000viewer.	46
4.4.	Estimuladores trabajados.	50
4.5.	Etapas del protocolo experimental.	52
4.6.	Partes de un sensor EEG de una diadema EPOC.	54
4.7.	Metodología de los experimentos de funcionalidad (sesiones 6 a 15).	56
4.8.	Diademas EPOC empleadas en los experimentos de desempeño.	58
4.9.	Metodología de los experimentos comparativos de desempeño.	59
5.1.	Indicadores de eficacia porcentual de los experimentos de funcionalidad.	63
5.2.	Tiempos de estímulo de los 15 experimentos de funcionalidad realizados.	64
5.3.	Comparativa de los experimentos de funcionalidad.	65
5.4.	Gráficas de resultados de eficacia porcentual.	67
5.5.	Comparativa de la carga mental de trabajo para ambas diademas EPOC.	71
A.1.	Diadema EPOC de la empresa Emotiv.	77

A.2. Componentes de hardware de la diadema EPOC.	79
A.3. Monitoreo de la conductividad de los electrodos.	80
A.4. Grabación del registro EEG con la aplicación Emotiv Testbench. . .	81
B.1. Diseño modular de BCI2000.	83
B.2. Ventana principal de BCI2000.	88
B.3. Estados de operación de BCI2000 [65].	89
B.4. Software para el análisis de potenciales P300 en BCI2000.	90

Índice de tablas

2.1. Técnicas de imagenología médica usadas en los sistemas BCI no invasivos.	20
3.1. Definición de las variables del instrumento NASA-TLX.	28
4.1. Parámetros de configuración para una diadema EPOC.	43
4.2. Parámetros para construir P3writer en tamaños 6x6 y 8x8 símbolos. .	51
4.3. Parámetros estudiados en los experimentos de funcionalidad.	57
4.4. Parámetros principales de los experimentos de desempeño.	60
5.1. Indicadores de eficacia porcentual.	62
5.2. Resultados de los experimentos de funcionalidad.	62
5.3. Resultados para la diadema EPOC original.	66
5.4. Resultados para la diadema EPOC modificada.	66
5.5. Índice de carga mental de trabajo para la diadema EPOC original. . .	69
5.6. Índice de carga mental de trabajo para la diadema EPOC original. . .	69
5.7. Índice de carga mental de trabajo para la diadema EPOC modificada.	70
5.8. Índice de carga mental de trabajo para la diadema EPOC modificada.	70
5.9. Preguntas finales del cuestionario de usabilidad	71
A.1. Especificaciones generales de la diadema EPOC.	78
B.1. Software de prerequisite para instalar BCI2000 versión 3.0.5.	85

Introducción

i.1. Definición de interfaz cerebro-computadora

Las interfaces cerebro-computadora (del inglés Brain-Computer Interface, BCI) son dispositivos que utilizan diferentes tecnologías de instrumentación electrónica, procesamiento de señales e inteligencia artificial para inferir acciones de control elementales a partir de la actividad neuronal de la corteza cerebral de un individuo, logrando establecer de esta manera una interacción directa entre dicha actividad neuronal y el mundo exterior, sin necesidad de que tal individuo realice movimiento alguno (ver Figura 1).

El hecho de que un individuo pueda usar este tipo de interfaces sin necesidad de moverse es de especial interés en el área médica a fin de mejorar la calidad de vida de aquellos pacientes con discapacidad motriz que se encuentren imposibilitados para utilizar las tecnologías existentes. En particular, entre los sistemas BCI que pueden ser usados para atender este tipo de situaciones destacan los sistemas BCI generadores de texto, también conocidos como sistemas BCI speller.

Adicionalmente, en la actualidad existen otro tipo de aplicaciones no médicas que están siendo estudiadas por diferentes centros de investigación internacional, entre las que destacan neurociencias, pedagogía, marketing, robótica, domótica, control de dispositivos, entre otras.

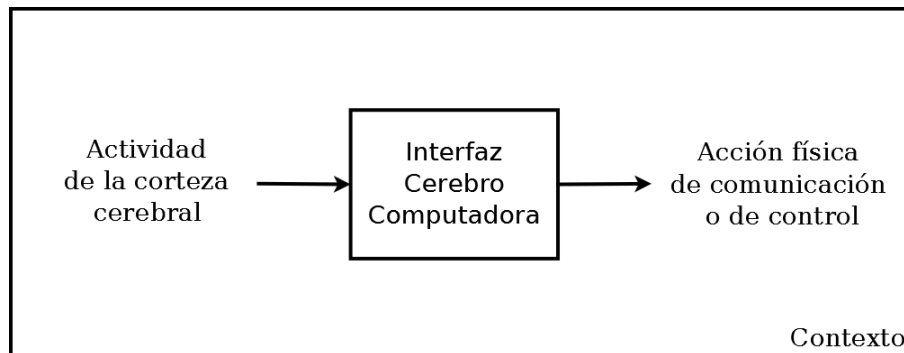


Figura 1: Las interfaces cerebro-computadora permiten a un usuario generar acciones físicas de comunicación o de control.

i.2. Antecedentes

El origen de los sistemas BCI se remonta al descubrimiento realizado en 1875 por Richard Caton sobre la naturaleza eléctrica del cerebro de los animales [14] y la posterior publicación de Hans Berger en 1929 de sus trabajos sobre la naturaleza de las ondas alfa en el cerebro humano [7]. Por otra parte, las aportaciones logradas de forma independiente y en diversas épocas por una serie de investigadores como el francés Paul Broca, el alemán Karl Wernicke, o el ruso Alexander Luria, entre otros, sentaron las bases neurocientíficas para que a partir de la década de los años sesenta del siglo XX fuera posible la creación de los primeros sistemas BCI experimentales, entre los cuales destaca el trabajo de Gray Walter, quien en 1964 logró la primera implementación de un sistema BCI, el cual permitía controlar el cambio de diapositivas de una máquina proyectora [28]. Tendría que pasar casi una década de este hecho para que, en 1973, Jacques Vidal propusiera por primera vez el concepto de interfaz cerebro-computadora así como una descripción detallada del primer prototipo BCI funcional, implementado en una computadora IBM S/360 [71].

En la década de los años setenta del siglo XX los investigadores comenzaron a preguntarse si un paciente con parálisis total podría aprender a emplear sus ondas neuronales para controlar la prótesis de un brazo o generar mensajes para enviarlos a un sistema sintetizador de voz [9]. Dicha pregunta comenzó a contestarse parcialmente varios lustros después cuando el equipo de investigación de Apostolos Georgopoulos encontró en 1989 la relación matemática entre las respuestas eléctricas de un grupo simple de neuronas de la corteza motora de los monos macacos y la dirección en la cual ellos mueven sus brazos [27].

La primera implementación de un sistema BCI generador de texto fue realizada por el equipo de los investigadores L. Farwell y E. Donchin en 1988 para pacientes que padecían de esclerosis lateral amiotrófica [21]. Aunque en un principio este último trabajo recibió muy poca atención por parte de la comunidad científica, en los últimos años las aplicaciones de sistemas BCI desarrolladas a partir de este trabajo se han convertido en una de las principales aplicaciones de las tecnologías BCI, seguidas por el control del apuntador de las computadoras, navegación, control de brazo de un robot y juegos [37].

Es a partir de la década de los años 1980's se comienza el estudio exhaustivo de la neurofisiología del cerebro humano vivo con el advenimiento y perfeccionamiento de las diferentes técnicas de exploración anatómica y funcional del cerebro tales como la electroencefalografía(EEG), las imágenes por resonancia magnética(IRM), la tomografía axial computalizada (TAC), entre otras, mismas que impactaron favorablemente en el desarrollo de los sistemas BCI.

Actualmente, la investigación derivada de la colaboración internacional en el ámbito de los sistemas BCI se encuentra en una etapa de transición, que va desde los prototipos experimentales realizados en ambientes controlados hasta la elaboración de sistemas BCI comerciales para todo público [13, 31].

i.3. Componentes de un sistema BCI

Independientemente de la aplicación a la cual esté dirigida, cualquier sistema BCI contiene los siguientes elementos (ver Figura 2):

- a) Dispositivo de adquisición de señales EEG. Componente de hardware que permite capturar las señales neuronales de un usuario por medio de electrodos superficiales (sobre el cuero cabelludo) o invasivos (colocados bajo la piel o dentro del cráneo por medio de una intervención quirúrgica).
- b) Módulo acondicionador. Componente que aplica una serie de filtros para mejorar la calidad de las señales EEG. Puede ser construido en hardware, implementado en software o ambos.
- c) Módulo extractor. Componente que se encarga de obtener la información necesaria para controlar un sistema BCI. Esta información está contenida en un vector característico.
- d) Módulo clasificador. Módulo que utiliza el vector característico para generar señales de control que son independientes de la aplicación.
- e) Módulos de aplicación. Estos son:
 - La interfaz de control. Está encargada de contextualizar, según el tipo de aplicación, las señales de control generadas por el módulo clasificador.
 - El controlador de dispositivos. Genera las señales eléctricas que controlan la aplicación y retroalimenta de forma visual, auditiva o háptica al usuario.

Todos los módulos mencionados forman parte de la arquitectura de sistemas BCI que será abordada en el Capítulo 3.

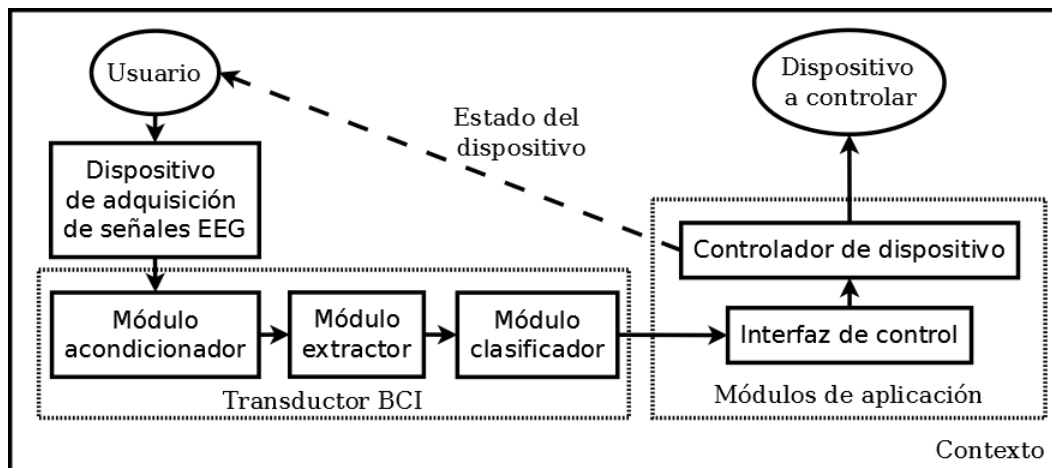


Figura 2: Componentes de un sistema BCI.

i.4. Problemática de los sistemas BCI speller

Los sistemas BCI speller son un tipo de interfaces cerebro-computadora que permiten a un individuo que se encuentre en situación de discapacidad crear mensajes de texto para comunicarse. En la actualidad estos sistemas presentan la siguiente problemática [23], [24]:

- Requieren de un dispositivo de adquisición EEG especializado, el cual en la mayoría de los casos suele ser costoso y no portable.
- Requieren un soporte técnico significativo por parte de personal experto para configurar el equipo, manejar los electrodos, y supervisar el desempeño del equipo y del usuario.
- La mayoría de los sistemas BCI existentes pueden llegar a causar fatiga ya que demandan un alto nivel de concentración a los estímulos rápidos e intermitentes que actúan como entrada así como de atención a la salida del sistema.
- Los sistemas BCI spellers no pueden ser modificados para cualquier tipo de aplicación, ya que solamente pueden ser utilizadas en aplicaciones que involucran realizar selecciones directas.

i.5. Objetivos y justificación de la tesis

i.5.1. Propuesta de implementación de un sistema BCI speller

En la investigación sobre el estado del arte que fue realizada con motivo de la presente tesis, se identificó que el sistema BCI speller es la aplicación BCI no invasiva más utilizada para comenzar el estudio detallado de este tipo de sistemas [52].

Preguntas de investigación

Los sistemas BCI speller presentan una serie de áreas de oportunidad a partir de las cuales pueden plantearse las siguientes preguntas de investigación:

- ¿Cuál es el efecto que tiene modificar el hardware del dispositivo de adquisición EEG en el desempeño general de un sistema BCI speller?
- ¿Cómo debe ser la interacción entre un usuario y un sistema BCI speller a fin de mejorar el rendimiento de este último?
- ¿Cuáles son los factores de desempeño de una BCI speller que pueden ser evaluados cualitativamente y cuantitativamente?
- ¿Cuáles son los criterios adecuados para evaluar el desempeño de los sistemas BCI speller?

Objetivo general

Implementar un sistema BCI speller de bajo costo por medio de una propuesta de hardware y software que permita la detección y procesamiento de las señales electroencefalográficas, así como evaluar su rendimiento bajo estándares conocidos en la literatura.

Objetivos específicos

A continuación se mencionan los objetivos específicos de la presente tesis:

- Identificar el tipo de señal neuronal apropiada para implementar el sistema BCI speller mencionado.
- Seleccionar un dispositivo de adquisición de señales EEG no invasivo y de bajo costo que pueda ser usado de forma rápida y cómoda por el usuario. Realizar las modificaciones pertinentes con la finalidad de mejorar su desempeño.
- Identificar una plataforma de software apropiada para implementar el sistema BCI speller mencionado.
- Diseñar e implementar una interfaz gráfica que muestre el estado del sistema BCI speller al usuario.
- Construir el sistema BCI speller con los elementos anteriores y probar su funcionalidad en conjunto.
- Determinar cuales son los criterios adecuados para evaluar el desempeño de un sistema BCI speller.

Justificación

La propuesta de implementación del sistema BCI speller mencionado anteriormente ofrece las siguientes ventajas:

- El uso de electrodos superficiales permite que un sistema BCI pueda ser implementado sin necesidad de realizar intervención quirúrgica alguna, evitando todo tipo de afectaciones a la salud debidas a complicaciones clínicas postoperatorias.
- La posición de los electrodos superficiales puede ser modificada a posiciones recomendadas por la literatura correspondiente en caso de que se requiera mejorar la calidad de las señales neuronales que se van a detectar y por lo tanto el desempeño general del sistema BCI en cuestión.
- Existe la posibilidad de modificar el funcionamiento del sistema BCI speller para ser utilizado en otras aplicaciones, donde sea necesario hacer una serie de selecciones que requieran de retroalimentación visual para el usuario.

- Los sistemas BCI speller y en general todas las BCI no invasivas pueden ser utilizadas tanto por las personas sanas como por aquellas en alguna condición de discapacidad. En este último caso, los sistemas BCI pueden ser utilizados por pacientes cuadraplégicos que no tienen ninguna otra forma de interactuar con su medio.

Sobre el contenido de la tesis

A continuación se describe el contenido general de cada uno de los capítulos de la presente tesis:

El principio de funcionamiento de los sistemas BCI se fundamenta en la detección de la actividad neuronal de la corteza cerebral. Es por ello que en el capítulo 1 se mencionan la anatomía y la fisiología de las estructuras anatómicas que están estrechamente relacionados con los sistemas BCI. De ellas destaca la corteza cerebral y los potenciales de acción.

Continuando con la parte teórica de la tesis, en el Capítulo 2 se profundiza sobre los procesos neurológicos que generan las señales neuronales que son empleadas por un sistema BCI speller para generar señales de control. Además se mencionan las características principales de la electroencefalografía superficial.

Adicionalmente, en el Capítulo 3 se presenta la arquitectura que permite lograr el procesamiento de señales electroencefalográficas en tiempo real. Además también son introducidos tanto los sistemas BCI spellers como su respectivo estado del arte.

En el Capítulo 4 se presenta al lector una descripción completa del trabajo que fue realizado para implementar una interfaz cerebro-computadora basada en electroencefalografía superficial la cual se nombró como “P3writer”.

Continuando con el capítulo anterior, en el Capítulo 5 se presenta el análisis y la discusión de los resultados obtenidos de los experimentos que fueron realizados para evaluar la funcionalidad y el desempeño de una diadema EPOC cuyo hardware fue modificado.

Por último, en las Conclusiones se presentan los distintos logros que se tuvieron a lo largo de cada una de las etapas del trabajo realizado. Adicionalmente también se mencionan las áreas de oportunidad que fueron identificadas como parte de un posible trabajo a futuro.

Capítulo 1

Fundamentos de neurofisiología

En el presente capítulo se presentan al lector los fundamentos de neurofisiología que son elementales para lograr una mejor comprensión de los conceptos neurológicos relacionados con los principios de funcionamiento de los sistemas BCI.

Existen dos conceptos importantes a considerar: Neurociencia y neurofisiología. En principio, la neurociencia es la disciplina que estudia la estructura, la función, el desarrollo, la química, la farmacología y la patología del sistema nervioso [19]. Por otra parte, la neurofisiología se define como “...el área de la neurociencia que estudia el funcionamiento de las células nerviosas, con un enfoque principal en sus capacidades de codificación, transmisión y almacenamiento (de la información).” [10]. De esta última se deriva a su vez la electrofisiología, misma que se enfoca solamente al estudio de la naturaleza de las señales bioeléctricas que generan dichas células.

Desde la perspectiva médica, el área de investigación y desarrollo de los sistemas BCI toma de las disciplinas mencionadas una serie de conocimientos plenamente aceptados científicamente para establecer un marco teórico bien delimitado que permita conocer que tipos de señales neuronales pueden ser empleadas y que tipo de información puede obtenerse de ellas.

La organización de investigadores especialistas en neurociencias más grande del mundo conocida como Sociedad para las Neurociencias (del inglés Society for Neurosciences, SFN), destaca los siguientes hechos elementales de las neurociencias [25]:

- El cerebro es el órgano más complejo del cuerpo.
- Las neuronas se comunican utilizando señales tanto eléctricas como químicas.
- La esencia del sistema nervioso son los circuitos nerviosos genéticamente determinados.
- Las experiencias de la vida cambian al sistema nervioso.
- La inteligencia surge cuando el cerebro razona, planea y resuelve problemas.
- El cerebro hace posible comunicar el conocimiento a través del lenguaje.

1.1. El sistema nervioso central

El sistema nervioso se divide en dos grandes estructuras anatómicas: el sistema nervioso central (SNC) y el sistema nervioso periférico (SNP). Debido a que el estudio del SNP no es esencial para los sistemas BCI, a continuación solamente se mencionarán las características anatómicas del primero.

El sistema nervioso central (SNC) es una red compleja de órganos y estructuras especializadas que controla y regula las funciones biológicas de un organismo [38]. Consta de los órganos nerviosos contenidos en la cabeza (encéfalo) y por la médula espinal. El encéfalo a su vez es el conjunto de órganos especializados del SNC que se encuentran contenidos dentro del cráneo. Su composición anatómica, posee las siguientes estructuras principales (ver Figura 1.1):

- a) Prosencéfalo (cerebro anterior). Estructura a la que pertenecen el cerebro y el diencefalo (compuesto a su vez por el hipotálamo, tálamo, epitálamo y subtálamo).
- b) Mesencéfalo (cerebro medio). Estructura superior del tronco del encéfalo. Une el diencefalo con el puente troncoencefálico (o puente de Varolio) y el cerebelo.
- c) Rombencéfalo (cerebro posterior). Estructura compuesta por el puente de Varolio, el bulbo raquídeo y el cerebelo. De ella parte la médula espinal y la mayoría de los nervios craneales (no mostrados en la ilustración).

Estas estructuras anatómicas junto con la médula espinal se encuentran envueltas en su totalidad por una serie de tres membranas que en su conjunto se conocen como meninges, las cuales son, desde la más interna a la más externa: piamadre, aracnoides y duramadre. Entre la piamadre y la aracnoides circula el líquido cefaloraquídeo.

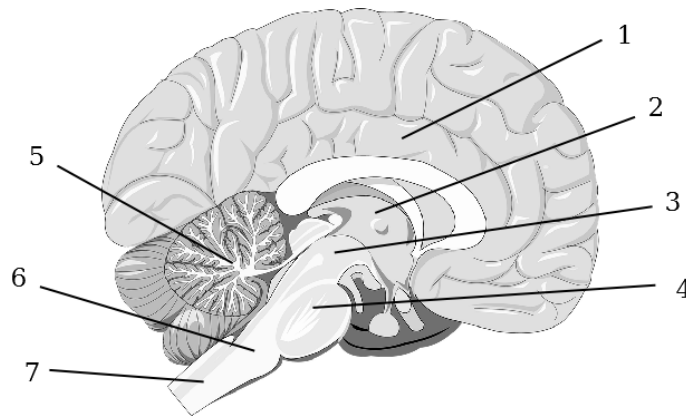


Figura 1.1: Partes del encéfalo: 1) cerebro, 2) diencefalo, 3) mesencéfalo, 4) puente de Varolio, 5) cerebelo, 6) bulbo raquídeo, 7) médula espinal. Imagen con tomada de pixabay.com.

1.1.1. El cerebro

El órgano más grande del encéfalo es el cerebro, el cual está conformado por dos hemisferios (derecho e izquierdo). Éstos a su vez se dividen en cuatro lóbulos: frontal, parietal, temporal y occipital. Los lóbulos están delimitados por cisuras. Las más importantes son la cisura interhemisférica ó longitudinal, la cisura de Rolando o surco central y la cisura de Silvio o lateral (ver Figura 1.2).

La fisiología del cerebro descansa en una serie de propiedades generales [6], [34], de las cuales las más destacadas para el ámbito de los sistemas BCI son las siguientes:

- a) Organización topográfica y lateralidad cerebral. Esta característica se expresa en tres aspectos: la simetría anatómica, el control sensoriomotor contralateral y las diferencias funcionales unilaterales.
- b) Interconectividad intrahemisférica e interhemisférica. Esta permite una interacción constante dentro de cada hemisferio y entre ambos hemisferios, a fin de realizar los procesos cognitivos de forma global y dinámica.
- c) Especialización estructural y funcional. Esta es una característica destacada de la organización cortical. Los sistemas sensitivos y motores poseen células especializadas y distinguibles desde un punto de vista funcional, lo cual permite una mayor velocidad de procesamiento de información y adecuación de respuestas.
- d) Plasticidad cerebral. Radica en la capacidad adaptativa del sistema nervioso para modificar su propia organización estructural y funcional. También juega un rol esencial en el aprendizaje.

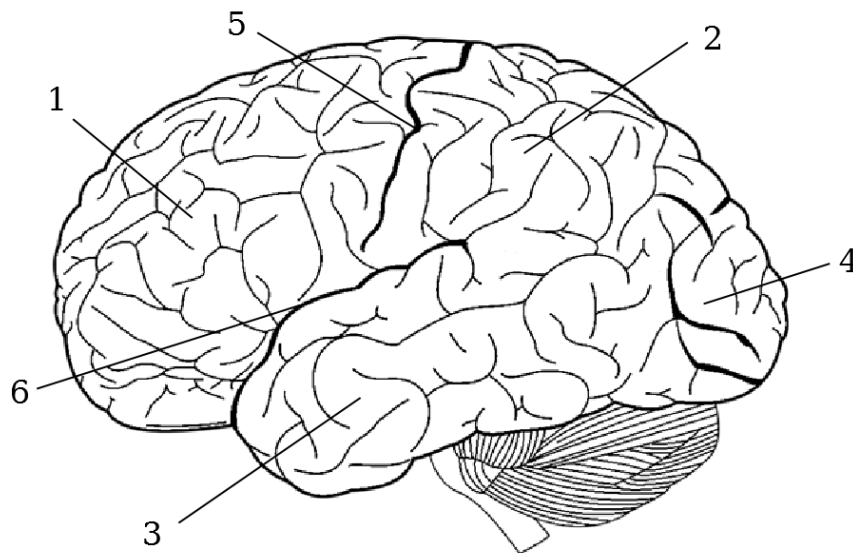


Figura 1.2: Lóbulos cerebrales: 1) frontal, 2) parietal, 3) temporal, 4) occipital. Cisuras cerebrales: 5) surco central y 6) surco lateral. Imagen tomada de pixabay.com.

1.1.2. La corteza cerebral

La corteza cerebral (también conocido como materia gris) es el tejido superficial del cerebro que se caracteriza por su gran cantidad de pliegues llamados circunvoluciones, los cuales forman una serie de depresiones llamadas cisuras o surcos.

Muchas de las funciones realizadas por la corteza cerebral pueden localizarse en regiones específicas del mismo. El mapa funcional conocido como “áreas de Brodmann” permite identificar y describir 47 áreas diferentes de corteza cerebral, las cuales se encuentran numeradas de manera aleatoria. A pesar de sus 100 años de historia, sigue siendo utilizado como un esquema válido para el estudio funcional del cerebro.

En la corteza cerebral pueden distinguirse dos áreas funcionales elementales:

- a) El área sensorial. Está formada por la parte posterior de la neocorteza (lóbulos temporales, parietales y occipitales de ambos hemisferios). Los potenciales generados en esta área son de principal interés para la presente tesis.
- b) El área motora. Ubicada en el lóbulo frontal y parietal, se divide a su vez en tres tipos de áreas corticales: la corteza primaria, la corteza secundaria y la corteza terciaria. En particular, esta última también se le conoce como corteza de asociación debido a que en ella se integra e interpreta el significado de las diferentes percepciones sensoriales y se deciden las respuestas motoras voluntarias por generar a partir de diversos elementos psicológicos de la personalidad.

1.1.3. Las células nerviosas

La neurona es la unidad anatómica y funcional del sistema nervioso. Existen aproximadamente cien millones (10^{11}) de neuronas en el cerebro humano adulto [19]. Cada neurona tiene una única forma, una única posición en el sistema nervioso, y conexiones únicas ya sea a otras neuronas, a otros receptores (sensores) ó efectores (músculos o glándulas). Sin importar la función que realizan (existen más de 200 tipos diferentes), todas ellas presentan una morfología básica, la cual consta de las siguientes partes:

- a) Soma. Es el cuerpo celular que contiene los componentes internos (organelos) característicos de todas las células animales.
- b) Dendritas. Son ramificaciones del soma encargadas de la recepción de impulsos nerviosos. Suelen ser cortas, llegando sólo a las proximidades del soma.
- c) Axón. Es la prolongación del soma que conduce los impulsos nerviosos a otras neuronas o células. Se origina en el cono axónico y termina en los botones terminales ó bulbos sinápticos, los cuales contienen una serie de sustancias químicas llamadas neurotransmisores.

Los axones, somas y glia se reconocen como el tejido nervioso que forma la materia gris, mientras que los axones y otro tipo de glías constituyen el tejido nervioso conocido como materia blanca.

Los diferentes tipos de neuronas que existen pueden clasificarse en las siguientes grandes categorías [48]:

- a) Por su morfología. Se clasifican en anaxómicas, unipolares, bipolares y multipolares según la disposición de su axón.
- b) Por su función. Se clasifican en aferentes, eferentes e interneuronas según la dirección del flujo del impulso nervioso.
- c) Por su tipo de actividad eléctrica. De acuerdo a sus patrones de descarga, estas se clasifican en picos de descarga, descarga en ráfagas y descargas rápidas.
- d) Por el tipo de neurotransmisores producidos. Debido a su capacidad de producir diferentes tipos de sustancias para influir en las neuronas postsinápticas, como la serotonina, la noradrenalina y la dopamina, entre otras.

Todos los tipos de células nerviosas mencionadas se encuentran espacialmente distribuidas en las 6 capas que conforman la corteza cerebral, misma que varía de espesor y densidad en función de la región del cerebro en la que se encuentre. En particular, en las capas III y VI se encuentran las neuronas conocidas como células piramidales. Estas se caracterizan por tener somas de forma triangular y una dendrita muy larga que puede llegar hasta la parte más externa de la corteza cerebral [57]. Su peculiar disposición física ordenada y simétrica hace posible que el conjunto de la actividad eléctrica generada por grandes grupos de ellas pueda ser registrada por medio de las técnicas que se mencionarán en el Capítulo 2.

1.2. Electrofisiología de las neuronas

Una de las principales funciones de las neuronas es la generación y transmisión de impulsos eléctricos. Dichas funciones son posibles gracias a una serie de fenómenos que a continuación se describen brevemente.

1.2.1. Potencial de membrana y potencial de reposo

Las neuronas se encuentran contenidas en un líquido que contiene diferentes tipos de partículas diluidas en ella (iones, proteínas, y otro tipo de moléculas cargadas eléctricamente). Como parte del metabolismo celular, y tal como sucede con cualquier otra célula, dichas partículas son aceptadas o rechazadas de forma selectiva gracias a los canales especializados de su membrana celular (la estructura molecular que delimita cualquier célula). Sin embargo, las neuronas también aprovechan la propiedad selectiva de su membrana para generar impulsos eléctricos. Esto lo logran generando diferentes concentraciones de iones de potasio (K^+), sodio (Na^+), cloro (Cl^-) y proteínas negativamente cargadas en su interior con respecto a su exterior, lo cual crea una diferencia de potencial conocida como potencial de membrana.

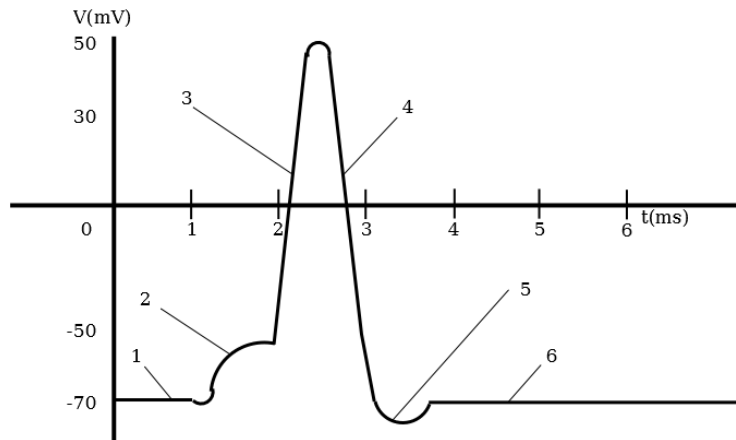


Figura 1.3: Fases del potencial de acción. 1) fase de reposo, 2) fase de aumento, 3) fase de sobreimpulso, 4) fase de caída, 5) fase de hiperpolarización, 6) fase de recuperación.

Cuando la célula se encuentra en reposo (esto es, no ha generado o no ha recibido impulso eléctrico alguno), al potencial de membrana se le conoce como potencial de reposo. Para el caso particular de las neuronas, su potencial de reposo se encuentra en promedio entre los -60 y los -70 mV [59].

1.2.2. Potencial de acción

Una neurona generará un impulso eléctrico característico conocido como potencial de acción cuando la suma de los estímulos eléctricos que recibe en sus dendritas la depolaricen (la vuelvan más positiva) lo suficiente para que se alcance un umbral de acción. El umbral de acción generalmente se encuentra entre los -55 mV y los -50 mV sobre el potencial de reposo de la célula. Durante la duración del potencial de acción los estímulos de entrada adicionales que pudieran presentarse en esos momentos son ignorados. El potencial de acción puede describirse a partir de las etapas que lo componen (ver Figura 1.3):

- a) Fase de reposo o de equilibrio inicial. En ausencia de estímulo alguno, algunos canales de fuga de los iones de K^+ generan el potencial de reposo (-60 mV aprox.) al estar siempre abiertos.
- b) Fase de aumento. En la neurona pueden presentarse estímulos pequeños que ocasionan ligeras despolarizaciones que no alcanzan el nivel de umbral, pero que sin embargo, si se presentan en el mismo instante pueden sumarse, creando en conjunto un efecto mayor de despolarización.
- c) Fase de sobreimpulso o de despolarización. Si uno o varios más estímulos alcanzan o sobrepasan el nivel de umbral (-50 mV aprox.), se produce una despolarización abrupta de la membrana que llega al orden de los $+50$ mV como consecuencia de la entrada de iones de Na^+ a la neurona. La amplitud del sobre-

impulso siempre será de la misma magnitud independientemente de la amplitud de los estímulos que hayan sobrepasado el umbral.

- d) Fase de caída o de repolarización. En esta fase los canales de Na^+ se cierran y los canales de K^+ comienzan a abrirse, ocasionando una repolarización de la membrana celular que tiende al potencial de reposo.
- e) Fase de hiperpolarización (undershoot). Esta fase se produce como consecuencia de un ligero retardo en el tiempo que tardan en cerrar los canales de K^+ dependientes de voltaje (los que no son canales de K^+ de fuga).
- f) Fase de recuperación. En esta etapa se alcanza el potencial de reposo una vez que se cerraron todos los canales de K^+ dependientes de voltaje, quedando abiertos los canales de fuga de iones de K^+ , tal como en el estado de equilibrio inicial.

1.2.3. Sinapsis

La sinapsis es el principal mecanismo de comunicación entre neuronas, permitiendo que dos neuronas individuales puedan comunicarse sin tocarse físicamente. En una conexión de este tipo, la neurona presináptica es quien genera el potencial de acción mientras que aquella que lo recibe se le conoce como neurona postsináptica. Las sinapsis pueden ocurrir: a) entre neuronas, b) entre una célula receptora y una neurona, c) entre una neurona y una célula muscular, d) entre una neurona y una célula epitelial.

Los bulbos sinápticos son los terminales de los axones que contienen almacenados dentro de vesículas sinápticas una serie de sustancias químicas llamadas neurotransmisores. Aunque existen diversos tipos de éstos, pueden ser clasificados por el efecto básico que provocan en la neurona postsináptica, el cual puede ser de tipo excitatorio (que despolariza la neurona) ó inhibitorio (que la hiperpolariza).

El procedimiento general de una sinapsis es el siguiente (ver Figura 1.4):

- Un potencial de acción alcanza los bulbos sinápticos, despolarizándolos.
- Se abren los canales iónicos de calcio que existen en dicho bulbo sináptico.
- Las vesículas sinápticas se desplazan hacia la membrana para fusionarse con ella y liberar neurotransmisores específicos en el espacio sináptico (exocitosis).
- Los neurotransmisores liberados llegan a la neurona postsináptica y se unen a sus respectivos canales iónicos.
- Los canales iónicos afectados por los neurotransmisores se abren, alterando la concentración de iones, por lo que se genera un potencial de inhibición o de excitación en la neurona postsináptica.
- El exceso de neurotransmisores presentes en el espacio sináptico después de ocurrida la sinapsis es reciclado por la neurona presináptica o descompuesto en moléculas mas simples que son recogidas por la neuroglía.

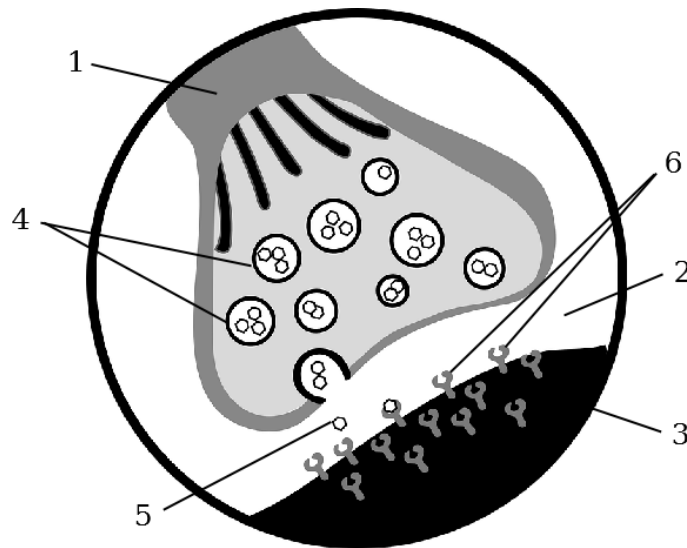


Figura 1.4: Elementos de una sinapsis: 1) Neurona presináptica. 2) Espacio intersináptico. 3) Neurona postsináptica. 4) Vesículas con neurotransmisores. 5) Neurotransmisores. 6) Receptores de membrana. Imagen tomada de pixabay.com.

A manera de cierre

El lector podrá advertir en la lectura del presente capítulo que las neuronas son unidades biológicas que presentan una complejidad celular fuera del alcance de la presente tesis. Sin embargo, el interés por su estudio radica en que son la estructura anatómica sobre la cual descansa toda la complejidad del sistema nervioso, así como la capacidad que este tiene para generar impulsos bioeléctricos, mismos que son el punto de partida no solo del siguiente capítulo, sino de nosotros mismos como especie consciente y de nuestra percepción de la realidad.

Capítulo 2

Técnicas de electroencefalografía superficial

En el presente capítulo se profundiza en un par de conceptos fundamentales para la implementación de cualquier sistema BCI [5]. El primero se conoce como “fuentes electrofisiológicas”, “neuromecanismos” ó “paradigmas de control”. Este se refiere a los procesos neurológicos que son empleados por un sistema BCI para generar señales de control. Posteriormente, el segundo término es “tecnologías de grabación de señales neuronales”, y hace referencia a las técnicas de imagenología médica empleadas en los sistemas BCI, las cuales pueden ser “invasivas” (es decir, requieren de intervención quirúrgica) o “no invasivas” (no requieren ningún tipo de intervención médica).

2.1. Origen y propagación de las señales neuronales

Las componentes eléctricas y magnéticas de los biopotenciales generados por cualquier tipo de actividad neuronal pueden estudiarse de forma independiente debido a que, para frecuencias menores de 1kHz, la interdependencia entre dichas componentes puede despreciarse. Esto se encuentra fundamentado en la aproximación cuasiestática de las ecuaciones de Maxwell [32], la cual indica además que las variaciones espaciales del campo eléctrico dependen de las características conductoras del medio, de las corrientes generadas por grupos sincronizados de neuronas y de las variaciones temporales del campo magnético [29].

A nivel macroscópico, el origen y propagación de las señales neuronales se explica mediante el modelo del dipolo equivalente, el cual explica que cada célula piramidal se comporta como una fuente de densidad de corriente que tiende a propagarse en todas direcciones y que es de características no lineales [55]. De esta forma, tanto los sistemas BCI como cualquier otro sistema de grabación de señales neuronales registran en cada uno de sus electrodos la actividad eléctrica sincronizada de millones de células piramidales pertenecientes a una región específica de la corteza cerebral.

2.2. Señales bioeléctricas de la actividad cerebral

2.2.1. Las ondas cerebrales

Las ondas cerebrales son el resultado de la actividad eléctrica sincronizada de grandes grupos de células piramidales de la corteza cerebral. Estas pueden llegar a tener una amplitud de entre $10\ \mu\text{V}$ y $100\ \mu\text{V}$ sobre el cuero cabelludo de un ser humano, además de contener componentes de diferentes amplitudes que van en un rango de frecuencias de los 0.05Hz a los 60Hz . En general, la amplitud de estas señales disminuye al aumentar su frecuencia, además de que las oscilaciones de alta frecuencia se restringen a volúmenes menores de materia gris, mientras que las oscilaciones de bajas frecuencias presentan una mayor distribución en las áreas corticales.

Las bandas del espectro de ondas cerebrales son las siguientes (ver Figura 2.1):

- a) Ondas delta (δ). Las ondas delta son las ondas EEG de mayor amplitud, presentándose en un rango de frecuencias que va de los 0.1 a los $4\ \text{Hz}$. Están relacionadas con los estados profundos del sueño. También pueden producirse debido a algún tipo de lesión cerebral.
- b) Ondas tetha (θ). Las ondas theta abarcan el rango de frecuencias de 4 a $7.5\ \text{Hz}$. Son asociadas con procesos como la inspiración creativa y la meditación profunda. Este tipo de ondas juegan un rol importante en la infancia y en la niñez, mientras que en los adultos se considera anormal si se presenta en exceso.
- c) Ondas alfa (α). Las ondas alfa abarcan el rango de frecuencias de 8 a $13\ \text{Hz}$. Estas ondas presentan amplitudes de los $50\mu\text{V}$ y usualmente se encuentran en la región occipital, aunque pueden ser detectadas en todos los lóbulos posteriores del cerebro. Las ondas alfa suelen manifestarse cuando se alcanza un estado consciente carente de toda atención o concentración. La mayoría de los individuos pueden producir ondas alfa con los ojos cerrados, reduciéndose o eliminándose cuando los abren.
- d) Ondas beta (β). Las ondas beta tienen en promedio una amplitud por debajo de los $30\mu\text{V}$ y ocupan un rango de frecuencias de los 14 a los $26\ \text{Hz}$, aunque algunos autores no establecen un límite de frecuencia superior para esta banda. Estas ondas se encuentran principalmente en las regiones frontales y centrales de la cabeza. Se relacionan en los adultos con el pensamiento activo, la atención activa, la concentración en el mundo externo o la resolución de problemas.
- e) Ondas gamma (γ). Las frecuencias arriba de los 30Hz y principalmente hasta los 45Hz corresponden a las ondas gamma (algunas veces llamadas también ondas beta rápidas). Aunque las amplitudes de estas ondas son muy bajas y su ocurrencia es escasa, la detección de estos ritmos pueden ser usada para confirmar el diagnóstico de ciertas enfermedades cerebrales. El área frontocentral se caracteriza por generar frecuencias cerebrales altas que a su vez están vinculadas con una mayor demanda energética proporcionada a través del flujo sanguíneo.

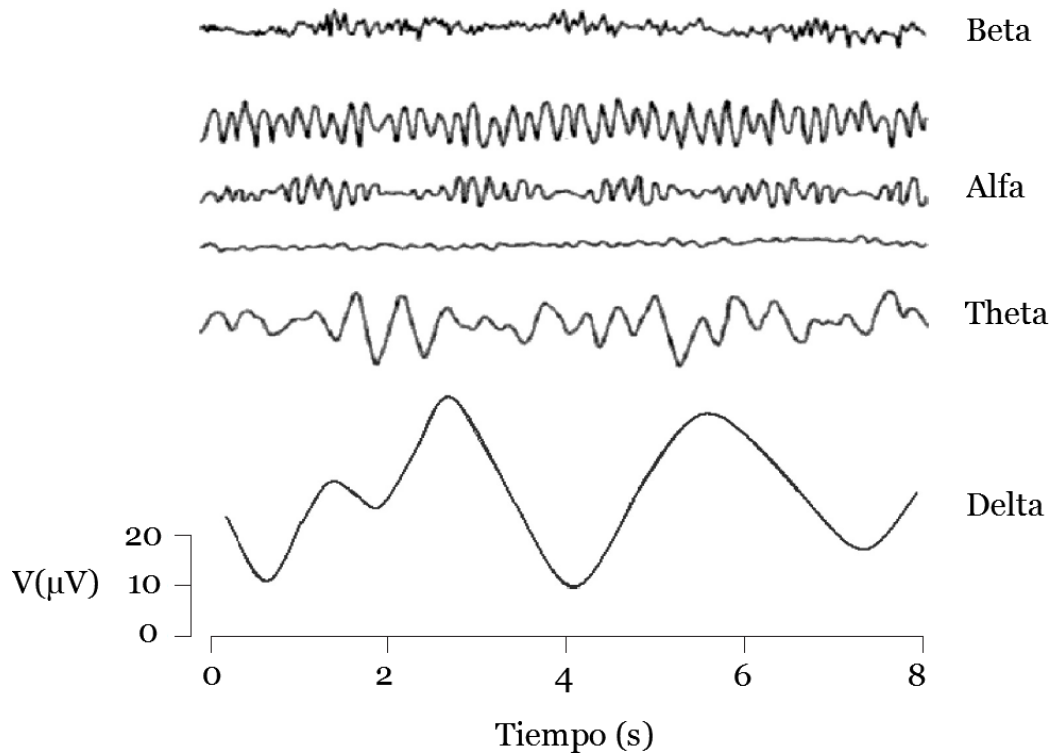


Figura 2.1: Bandas del espectro de ondas cerebrales. Imagen tomada de [63].

2.2.2. Los potenciales relacionados a eventos

Los potenciales relacionados a eventos (del inglés event-related potential, ERP), también conocidos como “potenciales evocados”, son potenciales no estacionarios que tienen características tanto temporales como de amplitud bien definidas, y que son resultado directo de la proyección en la corteza primaria de algún estímulo de naturaleza exógena (ya sea acústico, visual o somatosensorial) o endógena (generada por la imaginación del individuo sin necesidad de estimulación externa). El hecho de que estos potenciales estén estrechamente vinculados a estímulos externos y a la voluntad del individuo los vuelve idóneos para la implementación de diferentes tipos de sistemas BCI.

Los potenciales evocados más empleados en sistemas BCI son los siguientes [12]:

- a) Ritmo somatosensorial (Sensorimotor Rhythm, SMR). También conocido como ritmo μ o como imaginación motora, consiste en una serie de patrones de sincronización y de desincronización de la actividad cerebral del cortex sensoriomotor en la banda μ (7-13Hz) y en la banda β (14-26Hz), mismos que son debidos a movimientos realizados físicamente o solamente imaginados.
- b) Potenciales evocados visuales de estado estable (Stable State Visual Evoked Potential, SSVEP). Estos potenciales aparecen como respuesta a la estimulación visual cuando los objetivos son iluminados de forma intermitente a frecuencias

mayores (pero ligeramente diferentes) de 6 Hz, evocando potenciales visuales de estado estable que aparecen en los registros a esas mismas frecuencias.

- c) Potenciales corticales lentos (Slow Cortical Potential, SCP). Estos son cambios en la polarización de la región prefrontal de la corteza cerebral que duran desde 300ms hasta algunos segundos. Se ha demostrado que con el entrenamiento adecuado estas variaciones pueden ser controladas por un individuo [8].
- d) Potencial P300. Este potencial recibe su nombre por el tiempo aproximado que tarda en generarse (300ms) una vez que se ha percibido un estímulo externo. Debido a su importancia a continuación se describirá detalladamente.

2.2.3. El potencial P300

El potencial P300 es un fenómeno complejo que se genera por la actividad distribuida de redes neuronales asociadas a procesos cognitivos de la atención y la memoria de trabajo [44, 47]. Este potencial presenta una mayor actividad en el lóbulo frontal y en los lóbulos temporales y parietales [36, 42], en particular en las posiciones determinadas por los electrodos llamados Fz, Cz, Pz, Oz, P3, P4 PO7 y PO8 del sistema 10-20 (ver Sección 2.5).

La amplitud del P300 se define como la diferencia en microvolts (μV) que se da entre la línea base de voltaje previa a la aparición del estímulo y el mayor pico de voltaje generado por el mismo estímulo, mientras que su latencia se mide en milisegundos (ms) desde el comienzo del estímulo hasta la aparición del mayor pico de voltaje mencionado anteriormente [47]. El P300 suele presentar otros potenciales de menor amplitud, siendo los principales “P3a” y “P3b”.

Aunque fisiológicamente aún se desconocen las causas neurológicas que genera el P300, se sabe que tanto su amplitud como su latencia se ven afectadas por diversos procesos biológicos tanto naturales como inducidos, como por ejemplo el estado de alerta de los individuos, su interés, su nivel de fatiga o estrés así como ingesta de fármacos o de drogas [58].

El proceso cognitivo por el cual se genera el potencial P300 es el siguiente (ver Figura 2.2): al percibirse un estímulo sensorial visual o auditivo se realiza una comparación (inconsciente pero determinada por la atención del individuo) entre dicho estímulo y la representación de la percepción anterior conocida como “esquema”. Si no se detecta cambio alguno en algún atributo de dicho esquema almacenado entonces éste se conserva, de tal forma que solamente son generados potenciales sensoriales (N1,P2,N2). En caso contrario, es decir, si al realizar dicha comparación se detecta alguna diferencia, entonces la nueva representación se almacena en la memoria de trabajo generándose así el potencial P300. Existen varias formas experimentales de generar este potencial, siendo el más utilizado el que se conoce como paradigma oddball. Dicho paradigma se estudiará a detalle en un Capítulo posterior dentro del contexto de la arquitectura de los sistemas BCI basados en el potencial P300.

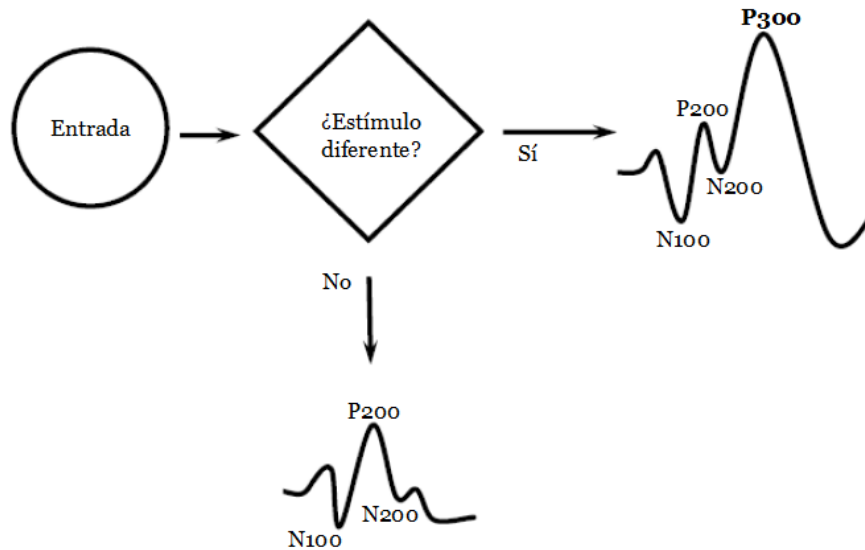


Figura 2.2: Modelo de generación del potencial P300. Imagen tomada de [47].

2.3. Tecnologías de grabación de señales neuronales

Existen varias técnicas de imagenología médica que pueden emplearse para implementar un sistema BCI, siendo las principales las siguientes [65]:

- a) Electroencefalografía (EEG). Técnica que utiliza una serie de electrodos para registrar los campos eléctricos generados por la actividad eléctrica cerebral. Por el lugar y los procedimientos para colocar los electrodos mencionados, a su vez esta técnica se divide en:
 - Electroencefalografía superficial (sEEG). Se caracteriza por el empleo de electrodos no quirúrgicos que son colocados sobre el cuero cabelludo.
 - Electrocortigrafía (ECoG). Esta utiliza una malla de electrodos colocada por medio de intervención quirúrgica encima o por debajo de la duramadre.
 - Estereo Electroencefalograma (E-EEG). Emplea electrodos intracerebrales cuya aplicación profunda requiere de intervención quirúrgica.
- b) Magnetoencefalografía (MEG). Técnica no invasiva que permite registrar los campos magnéticos generados por la actividad magnética cerebral. Esta técnica en particular ofrece una serie de ventajas sobre EEG para emplearse en sistemas BCI, aunque en la actualidad su enorme tamaño haga imposible su implementación en estos sistemas.
- c) Imágenes por resonancia magnética funcional (del inglés functional magnetic resonance imaging, fMRI). Procedimiento detecta los cambios en el flujo sanguíneo cortical debidos a requerimientos de oxígeno por parte de las neuronas

con la finalidad de medir su actividad metabólica (respuesta BOLD, “señal dependiente del nivel de oxigenación de la sangre”).

- d) Espectroscopía del infrarrojo cercano (NIRS). Esta técnica emplea fuentes de infrarrojo cercano (700 a 2500nm) para detectar los niveles de oxigenación de hemoglobina asociados a la actividad metabólica de las neuronas. Su nombre proviene del inglés “Near-infrared spectroscopy”.

En la Tabla 2.1 se muestra una comparativa de las técnicas mencionadas. En la actualidad, las publicaciones que reportan el uso de electroencefalografía para los sistemas BCI son las más abundantes [37] debido principalmente a su excelente resolución temporal, a su relativa portabilidad y a su bajo precio. Aunque algunos grupos de investigación han estudiado señales de origen metabólico (fMRI, NIRS) para los sistemas BCI, más del 95 % de los investigadores encuestados por personal del proyecto BNCI horizon 2020 mencionaron que ellos emplean como técnica principal de adquisición la electroencefalografía (EEG) ó la electromiografía (EMG) [12].

Sin embargo, el empleo de técnicas EEG no tiene por que ser exclusivo. Para aprovechar las características de algunas de las otras técnicas mencionadas en un solo sistema BCI, algunos grupos de investigación han propuesto lo que se conoce como BCI híbridas [56]. En ellas se emplean dos o más sistemas de adquisición de forma simultánea, o complementan uno de ellos con otro tipo de tecnologías, como por ejemplo las interfaces hápticas o la electromiografía (EMG).

Tabla 2.1: Comparativa de las técnicas de imagenología médica usadas en los sistemas BCI no invasivos [43].

	Señales capturadas	Ventajas	Desventajas
EEG	Señales eléctricas superficiales	· Alta resolución temporal · Técnica sencilla y segura	· Suceptible a ruido · Resolución espacial baja · No es señal estacionaria
MEG	Señales magnéticas generadas por actividad eléctrica	· Espectro de frecuencia más amplio · Excelente resolución espacio-temporal	· Necesita instalaciones voluminosas · Preparación experimental costosa
fMRI	Señales metabólicas usando respuesta BOLD	· Alta resolución temporal y espacial	· Costo de preparación mayor · Retardos en el proceso de adquisición
NIRS	Señales metabólicas usando respuesta BOLD	· Resolución espacial alta · Bajo costo · Portable	· Resolución temporal baja · Menor rendimiento

2.4. Electroencefalografía superficial (sEEG)

La electroencefalografía superficial (del inglés “superficial electroencephalography”, sEEG) es una técnica de diagnóstico clínico y de investigación médica que permite obtener un registro gráfico con respecto al tiempo de la actividad eléctrica del cerebro (ver Figura 2.3). Dicho registro permite, en conjunto con otras pruebas, y gracias a la interpretación experta de los neurólogos, diagnosticar varios tipos de enfermedades o traumas, como epilepsia, tumores cerebrales, lesiones cerebrovasculares, entre otras.

A continuación se mencionan algunos términos importantes que son de uso común en electroencefalografía:

Señal EEG. Señal originada por la sincronización de los potenciales excitatorios post-sinápticos de las células piramidales neocorticales (tal como se mencionó en el Capítulo 1), y cuya corriente se propaga en todas direcciones del encéfalo hasta llegar a superficie del cuero cabelludo en forma de variaciones de voltaje del orden de los microvolts.

El registro de las señales EEG puede verse afectado por una serie de fenómenos ajenos a la actividad neuronal llamados artefactos.[4]. Los artefactos más comunes pueden clasificarse en dos categorías:

Artefactos de origen fisiológico: Estos se deben a la activación de los músculos de la cabeza, movimiento ocular, pulso cardíaco (ECG), respiración, cambios en la conductividad de los electrodos EEG (atenuación de la señal) debido a movimientos del usuario o a la sudoración del cuero cabelludo.

Artefactos de origen no fisiológico: Su origen se debe a la interferencia de la corriente alterna de 60Hz y a la interferencia inalámbrica de otros dispositivos.

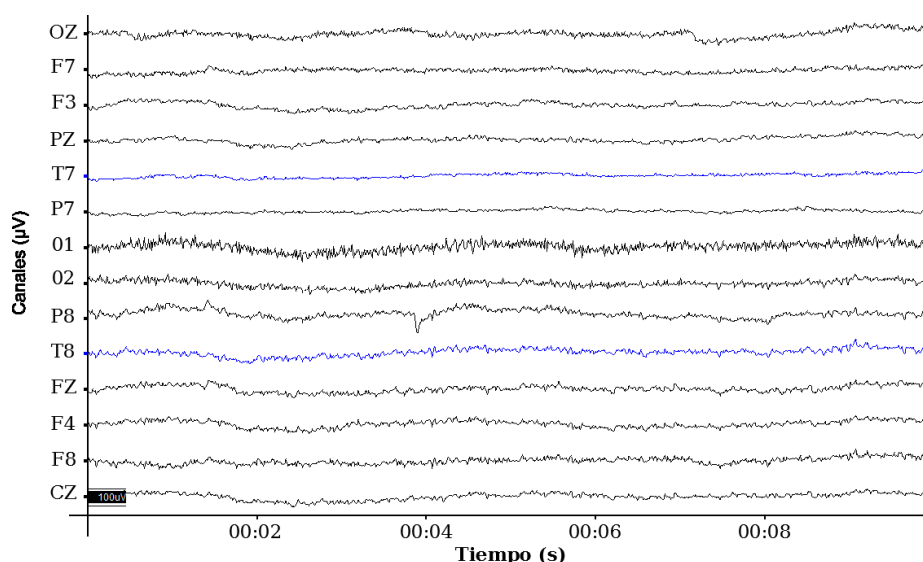


Figura 2.3: Registro EEG de 14 canales.

Electrodo. Elemento transductor situado en el punto de registro de la actividad electroencefalográfica. Consiste en un pequeño disco metálico que está unido a una conexión terminal por medio de un cable conductor aislado. Tal disco puede ser de oro, plata/cloruro de plata, estaño o platino, aunque los electrodos más recomendables son los de plata fina (con 99% de pureza) con o sin capa superficial de plata clorudada.

Su principio de funcionamiento se basa en la corriente electrónica generada a partir de las reacciones electroquímicas asociadas a los iones de Na^+ y de Cl^- presentes en el medio acuoso (agua o gel) que se encuentra entre el electrodo y el cuero cabelludo. Los electrodos húmedos pueden ser colocados uno a uno de forma independiente, empleando una capucha que posea las perforaciones adecuadas o por medio de un soporte de fácil colocación, el cual es el método más recomendable para los sistemas BCI. Las posiciones de los electrodos en el cuero cabelludo usualmente se definen empleando el estándar conocido como sistema 10-20, del cual se hablará en la Sección 2.5.

Canal EEG. Es una línea del registro EEG determinada por el par de electrodos conectados al amplificador de instrumentación correspondiente.

Derivación. Es la diferencia de potencial eléctrico que existe entre los electrodos colocados en distintas zonas del cuero cabelludo.

Amplificador de señales EEG. Este tipo de equipos se emplean para acondicionar y registrar digitalmente las señales EEG. Sus características principales son las siguientes:

- Características del hardware: Número de canales EEG, tipo de electrodos, tipos de montajes (ver Sección 2.6), ancho de banda, impedancia, frecuencia de muestreo, uso de filtros por hardware, etc.
- Características del software: formato de archivo de los datos EEG, uso de filtros por software, herramientas de análisis de señales, etc.
- Características adicionales: Costo del equipo, cobertura de garantía y tipos de licencias asociadas, tipo de aplicación (para investigación o para uso general).

Los requisitos básicos que debe satisfacer un amplificador de señales EEG son los siguientes:

- El proceso fisiológico a ser monitoreado no debe ser distorsionado.
- El amplificador debe separar lo mas posible las señales de interés de las señales de ruido.
- El amplificador debe ofrecer protección al paciente contra el riesgo de alguna descarga eléctrica.
- El amplificador mismo debe estar protegido contra posibles daños causados que pueden resultar de altos voltajes inducidos por otros equipos.

2.5. El sistema 10-20

El “Sistema de posicionamiento de electrodos 10-20” (también conocido como sistema internacional 10-20), propuesto en 1958 por el doctor Hebert H. Jasper, es una técnica que permite nombrar y posicionar de forma equidistante hasta 21 electrodos en la superficie del cuero cabelludo. En este sistema la colocación de los electrodos se da a partir de la identificación de los puntos característicos del cráneo llamados nasion (Nz), inion (Iz), punto preauricular izquierdo (T9) y punto preauricular derecho (T10) y de las líneas imaginarias que se identifican a partir de ellos: una sobre el plano sagital, otra sobre el plano coronal lateral y la última en el plano horizontal. Estas líneas son la referencia para colocar los electrodos a distancias del 10% ó 20% (dependiendo el caso) de la longitud total de dichas líneas. La posición así establecida de cada electrodo se define con una letra y un número. La letra define el área de la corteza cerebral sobre la que se encuentra: frontal (F), central (C), temporal (T), posterior (P) y occipital (O), mientras que los números pares se emplean para el hemisferio derecho y los impares para el hemisferio izquierdo. A los electrodos ubicados en el plano sagital se les asigna la letra z en lugar de un número (ver Figura 2.4).

El uso de nuevos equipos EEG que permiten usar hasta 320 electrodos de forma simultánea impulsó la creación de dos estándares derivados del 10-20: el sistema 10-10

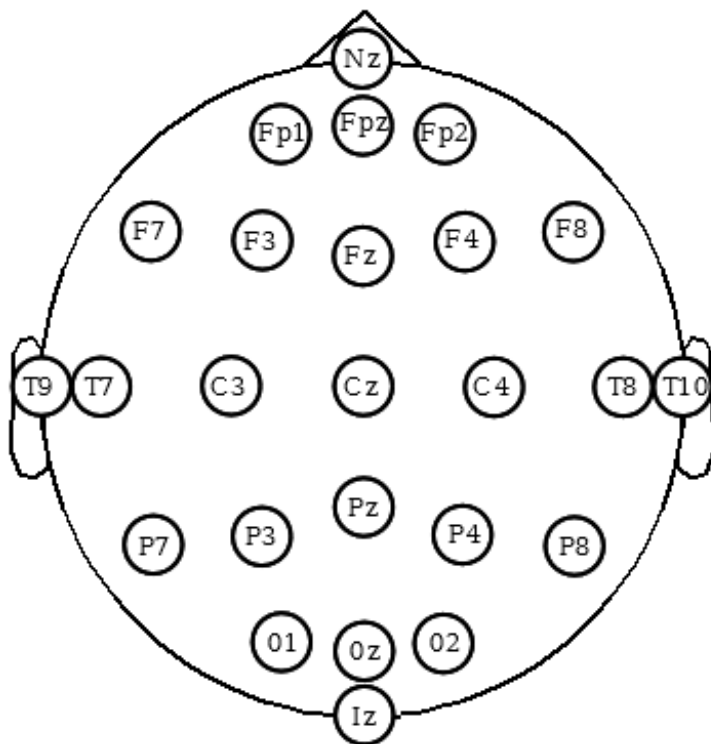


Figura 2.4: Ubicación de los electrodos en el sistema 10-20 [68].

y el sistema 10-5. Sin embargo para que estas nuevas nomenclaturas fueran totalmente compatibles con el tradicional sistema 10-20 fué necesario renombrar la nomenclatura inconsistente de los electrodos T3/T4 y T5/T6 (ubicados en las regiones temporales) como T7/T8 y P7/P8 respectivamente, a fin de que la nomenclatura de cada electrodo especificara de forma inequívoca y coherente las coordenadas de su localización. Esta modificación realizada al sistema 10-20 se conoce como “Nomenclatura Combinacional Modificada”.

2.6. Tipos de montajes

Un montaje (o arreglo) es un conjunto de derivaciones que pueden ser colocadas de diferentes maneras. Algunas de las más comunes se mencionan a continuación.

- a) Montaje bipolar. Cada canal representa la diferencia de potencial entre dos electrodos adyacentes. El montaje entero consiste en el conjunto de esos canales. Los más comunes son el a) bipolar transversal, b) bipolar longitudinal (anterior a posterior o de doble banana) y bipolar cruzado.
- b) Montaje referencial (monopolar). Cada canal representa la diferencia de potencial presente entre algún electrodo y un electrodo de referencia. Este último debe colocarse en un lugar eléctricamente neutro cuya fuente de EEG sea lo menor posible, a fin de no distorsionar los registros de los otros canales. Los montajes referenciales más utilizados son a) referencia promediada común, b) referencia biauricular y c) referencia en Cz.
- c) Montaje de referencia promediada. Esta es una variante del montaje monopolar donde las salidas de todos los amplificadores son sumadas y promediadas, y esta señal promediada es usada como la referencia común de todos los canales. Es el equivalente en hardware del filtro espacial de referencia promediada (CAR) que se estudiará posteriormente.
- d) Montaje Laplaciano. En este arreglo cada canal representa la diferencia entre un electrodo y el promedio ponderado de los electrodos que lo rodean.

A manera de cierre

La electroencefalografía superficial permite registrar la actividad eléctrica sincronizada de millones de células de la corteza cerebral, incluidas aquellas regiones cuya actividad eléctrica puede llegar a ser regulada de forma voluntaria por el usuario. De esta forma, las características funcionales de cualquier tipo de sistema BCI dependerán fundamentalmente de la naturaleza de las señales neuronales generadas en dichas regiones. Es por ello el impacto y la importancia de los conceptos expuestos en el presente capítulo.

Capítulo 3

Arquitectura de las interfaces cerebro-computadora

En el presente capítulo se presentará la arquitectura que hace posible que los sistemas BCI puedan procesar las señales electroencefalográficas en tiempo real. Además serán introducidos los sistemas BCI generadores de texto (conocidos también como spellers), y su respectivo estado del arte.

3.1. Arquitectura general de los sistemas BCI

En el año 2003, los investigadores S. G. Mason y G. E. Birch propusieron un marco de referencia teórico para los sistemas BCI que consta de una terminología y de una serie de arquitecturas que facilitan la evaluación y comparación sistemática de diversos diseños BCI [5, 49, 50, 51]. Su popularidad dentro del ámbito científico de las BCI parte que emplea de forma consistente la terminología propia de diferentes ámbitos como ciencias clásicas, ciencias computacionales y neurociencias, entre otras.

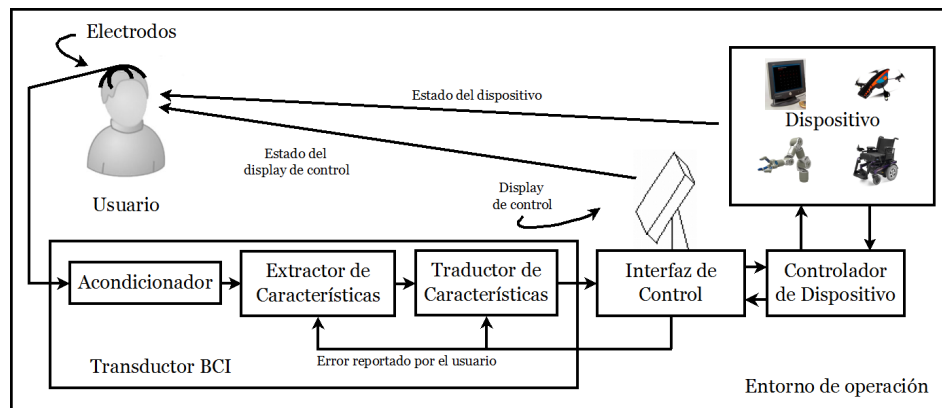


Figura 3.1: Modelo funcional de los sistemas BCI propuesto por Mason y Birch [51].

Tal como se muestra en la Figura 3.1, este modelo de referencia establece los elementos esenciales que requiere cualquier sistema BCI: a) el entorno de operación donde se encuentra el sistema, b) el usuario que lo emplea, c) el investigador que supervisa su uso, d) el transductor BCI que procesa las señales EEG y e) la aplicación BCI. Estos elementos se presentan entre las Secciones 3.1.1 y 3.1.5.

3.1.1. Entorno de operación

Conceptualmente, los sistemas BCI se enmarcan dentro del modelo de las tecnologías asistivas de actividad humana (HAAT por sus siglas en inglés), modelo que fué propuesto por Albert M. Cook y Susan M. Hussey [17]. Este modelo describe la situación particular que se origina al momento que una persona en situación de discapacidad requiere realizar una actividad, tal como se enuncia en la siguiente premisa (ver Figura 3.2): “Una persona (humano) tiene la necesidad de usar un dispositivo de tecnología asistiva (TA) para realizar una determinada tarea (actividad) en un ambiente determinado (contexto).”

El escenario anteriormente descrito enmarca lo que se conoce como “tecnología asistiva”. Esta es necesaria cuando, debido únicamente a su condición de incapacidad, una persona no puede realizar una actividad específica de manera satisfactoria. Si por el contrario, e independientemente de su condición de salud, el usuario puede realizar normalmente dicha tarea pero desea mejorar su desempeño, el dispositivo que le permitirá cumplir su cometido se le conocerá como “tecnología aumentativa”.

El entorno de operación, o simplemente “entorno”, del modelo de Mason y Birch es equivalente al “contexto” en el modelo HAAT, y hace referencia al entorno físico donde se encuentra el usuario y que, en este caso, puede ser controlado para mejorar las condiciones del experimento BCI. Algunos componentes del entorno son, por ejemplo, la posición del usuario (sentado ó acostado), las condiciones de iluminación del cuarto de experimentación, las personas que interaccionan con él en dicho lugar, etc.

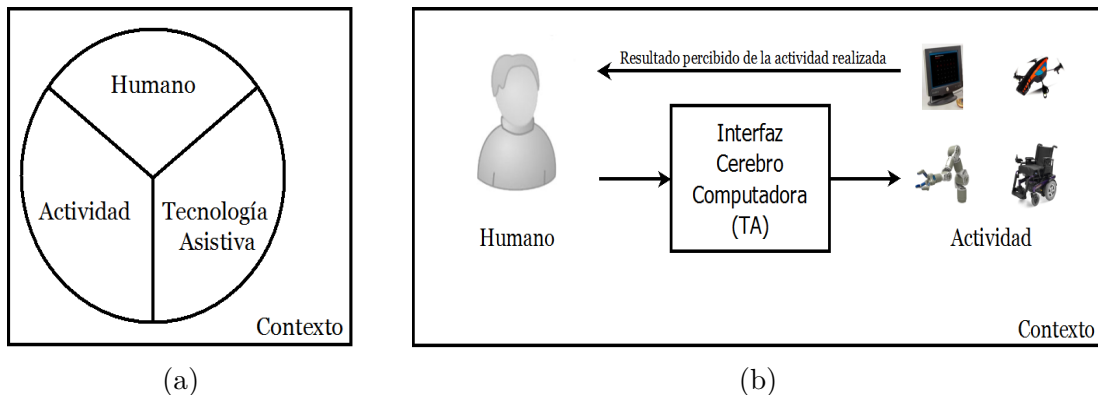


Figura 3.2: El modelo HAAT y los sistemas BCI. a) Modelo HAAT [17], b) Un sistema BCI visto como tecnología asistiva dentro del modelo HAAT [50].

3.1.2. Usuario

El usuario es aquella persona que después de haber realizado algún tipo de entrenamiento, para lograr modificar a voluntad alguna característica de su estado mental, es capaz de controlar un dispositivo por medio de un sistema BCI.

En el caso de los sistemas speller P300, debe tomarse en cuenta que un elemento clave para alcanzar un rendimiento satisfactorio es el nivel de activación general de la persona, esto es, la forma en que una persona reacciona a un estímulo sensorial, lo cual a su vez está estrechamente relacionado con su nivel de motivación. Esto se debe a que existen una serie de factores tanto psicológicos como biológicos que pueden influir tanto en la amplitud como el tiempo de aparición del potencial P300 [40, 58].

Modelo de uso

En términos generales, el procedimiento para que un usuario pueda emplear un speller P300 implica realizar una serie de protocolos cuya dinámica depende tanto del tipo de habilidades cognitivas del usuario como del tipo de algoritmos empleados en la implementación del sistema BCI en cuestión.

Mason y Birch proponen en [50] el modelo de uso mostrado en la Figura 3.3, mismo que se explica a continuación:

- a) Calibración ó personalización. Es el proceso de adaptar por primera vez el hardware de un sistema BCI a una persona en particular. Como parte de esta misma personalización, la calibración o recalibración consiste en una serie de modificaciones a la personalización inicial a fin de adaptar el sistema al usuario.
- b) Entrenamiento o práctica. El objetivo de esta etapa consiste en mejorar las habilidades del usuario para que pueda emplear de forma consistente dicha tecnología. La duración de esta etapa depende en gran medida del fenómeno neurológico con el que trabaje el sistema BCI en cuestión.
- c) Operación. La operación describe la realización de la actividad para la que fue diseñada el sistema por parte del usuario entrenado y del sistema calibrado en las dos etapas previas.

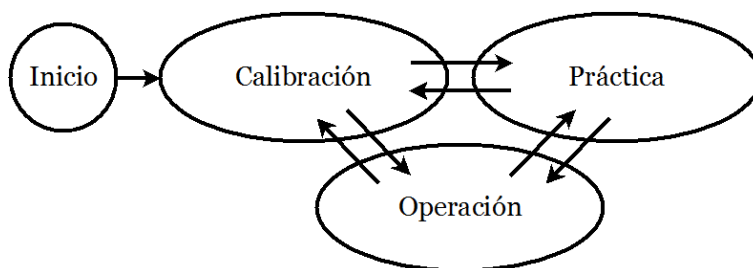


Figura 3.3: Modelo de uso de un sistema BCI propuesto por Mason y Birch [50].

Criterios de medición de la usabilidad para los sistemas BCI

La usabilidad, dentro del marco del diseño centrado en el usuario (user centered design, UCD), suele emplearse en el desarrollo de sistemas BCI a fin de incrementar la aceptación del usuario, mejorar el rendimiento del sistema y mejorar el gusto por emplear dicho sistema [70]. En la presente tesis se emplearán los criterios de medición de usabilidad que se mencionan a continuación.

- a) Eficacia (effectiveness). Este criterio de medición indica que tan exacto es el sistema BCI en cuestión. Por ejemplo, en el caso de un speller P300, la eficacia suele expresarse por un porcentaje obtenido en cada sesión y que indica la relación de símbolos correctamente inferidos por dicho sistema respecto al total de símbolos generados, según se indica en la siguiente fórmula [35]:

$$P = \frac{N_{correcto}}{N_{correcto} + N_{incorrecto}} \quad (3.1)$$

- b) Índice de carga mental de trabajo de la NASA [18, 33]. Conocido como NASA task load index ó NASA-TLX, este instrumento permite evaluar experimentalmente la impresión subjetiva de fatiga que presenta un usuario al que se le ha impuesto una tarea que requiere una determinada cantidad de esfuerzo mental. Para ello define las variables que se muestran en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1: Definición de las variables del instrumento NASA-TLX.

Variable	Extremos	Descripción
Demanda mental	Baja-alta	¿Cuánta actividad mental y perceptiva fue necesaria? ¿Se trata de una tarea fácil o difícil, simple o compleja, pesada o ligera?
Demanda física	Baja-alta	¿Cuánta actividad física fue necesaria? ¿Se trata de una tarea fácil ó difícil, lenta o rápida, relajada o cansada?
Demanda temporal	Baja-alta	¿Cuánta presión de tiempo se sintió debido al ritmo al cual se sucedían las tareas o los elementos de la tareas? ¿Era el ritmo lento y pausado ó rápido y frenético?
Esfuerzo	Bajo-alto	¿En qué medida se tuvo que trabajar (física o mentalmente) para alcanzar su nivel de resultados?
Rendimiento	Bueno-malo	¿Hasta qué punto cree que se haya tenido éxito en los objetivos establecidos por el investigador? ¿Cuál es su grado de satisfacción con su nivel de ejecución?
Nivel de frustración	Bajo-alto	Durante la tarea, ¿en qué medida se ha sentido inseguro, desalentado, irritado, tenso o preocupado? En caso contrario, ¿se ha sentido seguro, contento, relajado y satisfecho?

3.1.3. Investigador

En el modelo de Mason y Birch solamente se considera al investigador como parte del entorno. Sin embargo, en este documento se menciona por separado ya que, aunque formalmente no se considera un elemento del sistema BCI, el investigador es quien diseña el tipo de experimento BCI a realizar además de supervisar que se lleve a cabo de forma correcta, llevando un registro de las diferentes pruebas realizadas y, en caso de ser necesario, ayudando al usuario a operar el sistema BCI.

Tipos de estudios que puede realizar el investigador BCI

La evaluación de un sistema BCI puede realizarse desde varios enfoques [35, 60, 70]. Mason y Birch proponen un esquema de evaluación de sistemas BCI [50], el cual, desde el punto de vista conceptual de las tecnologías asistivas, propone seis tipos de estudios que dependen del estado de madurez de dicha tecnología, tal como se menciona a continuación:

- a) Estudio de tolerancia y seguridad. Sirve para demostrar que la aplicación de una nueva tecnología de adquisición de señales neuronales (invasiva o no invasiva) es segura y tolerable. Este tipo de estudios corresponde principalmente al ámbito de investigación médica en neurología.
- b) Estudio exploratorio. Estudio que explora las características de las señales neuronales que pueden relacionarse con el estado mental de un usuario. En este tipo de estudios intervienen diferentes tipos de profesionales: desde neuropsicólogos hasta técnicos en electroencefalografía, además de biofísicos e ingenieros.
- c) Estudio de desarrollo tecnológico. Estudio que explora un conjunto de opciones de desarrollo tecnológico para identificar los paradigmas y algoritmos de procesamiento de señales más prometedores para un diseño en particular. Este tipo de estudios son realizados con los datos de sesiones previas (análisis offline).
- d) Estudio de usabilidad. Estudio de enfoque tecnológico que sirve para demostrar si un sistema BCI es controlable como parte de un sistema de lazo cerrado. También se emplea para demostrar como las opciones de diseño pueden afectar la manera en que los usuarios pueden controlar o adaptarse a un sistema BCI. Estos estudios son realizados con el usuario presente, en tiempo real (on-line) y en un entorno controlado.
- e) Estudio de eficacia. Este estudio se enfoca en la evaluación de los aspectos psicológicos (habilidad, estado mental, calidad de vida) del usuario al emplear un sistema BCI para realizar una tarea específica, tal como se indica en el modelo HAAT de tecnologías asistivas.
- f) Estudio de precomercialización. Demuestra la comerciabilidad del sistema BCI y confirma su seguridad como producto de consumo.

3.1.4. Transductor BCI

En la Sección 2.5 se mencionaron las características elementales de un amplificador de señales EEG. Dicho amplificador se conecta al transductor BCI, el cual consta a su vez de los tres módulos que se mencionan a continuación.

Módulo acondicionador

El módulo acondicionador complementa las funciones de preprocesamiento del amplificador para a) mejorar su relación señal-ruido (SNR), b) eliminar o al menos reducir sus artefactos (ver Sección 2.4), y c) almacenar en formato digital las lecturas del registro EEG.

Para mejorar la relación señal-ruido (SNR) de la señal EEG suelen emplearse técnicas como el referenciado promediado común (Common Average Referencing, CAR) o el laplaciano superficial (Surface Laplacian, SL). El primero consiste en remover de cada canal EEG el promedio de todos los canales EEG, mientras que en la segunda técnica solo remueve de la señal original el promedio de las señales de los electrodos adyacentes al electrodo de interés. Alhaddad et al. [3] realizaron en el año 2012 un estudio comparativo de la técnica CAR con otras similares para sistemas speller P300.

La forma más sencilla de evitar los artefactos no fisiológicos (ver Sección 2.4) consiste en aplicar un filtro pasabanda a la señal EEG a fin de eliminar tanto la componente de corriente directa como el ruido eléctrico inducido por la alimentación eléctrica del equipo empleado. Para este caso las frecuencias de corte de los sistemas speller P300 suelen ser de 0.1 a 0.5Hz y de 50 ó 60Hz respectivamente [69]. En el caso de los artefactos de origen fisiológico suelen emplearse diferentes técnicas como los patrones espaciales comunes (Common Spatial Patterns, CSP), el cual se emplea para el neuromecanismo de imaginación motora, y el análisis de componentes principales (Principal Component Analysis, PCA) además del análisis de componentes independientes (Independent Component Analysis, ICA), mismos que han demostrado ser eficientes para remover artefactos de origen ocular [45].

Después de haber sido realizado el acondicionamiento anterior, se procede a segmentar las señales EEG a fin de obtener segmentos representativos de las características que deseen extraerse de ellas. Los métodos más empleados para realizar la segmentación son los siguientes [62]:

- a) Segmentación de longitud fija. En este caso se define un tiempo constante para obtener segmentos de señales EEG con el mismo número de muestras. Este tipo de segmentación es mas útil en sistemas BCI exógenos, donde el estímulo mostrado al usuario se sincroniza con la segmentación de las señales.
- b) Segmentación adaptativa. Este tipo de segmentación utiliza modelos autoregresivos a fin de detectar fenómenos neuronales que pueden originarse en cualquier instante de tiempo, generando segmentos de longitud variable.

Módulo extractor

El módulo extractor se encarga de obtener, a partir de las señales EEG previamente acondicionadas, un “vector característico” que contiene una serie de datos que representan la información necesaria para controlar un sistema BCI. Para lograr esto es indispensable que las señales EEG empleadas para controlar un sistema BCI posean las siguientes propiedades [72]:

- La dinámica de sus características espaciales, temporales y espectrales pueden ser caracterizadas de forma precisa por un solo usuario o por un grupo de usuarios.
- Puede ser modulada por el usuario y usada en combinación con otras características transmitir de manera confiable la intención del usuario.
- Su correlación con la intención del usuario es constante en el tiempo y puede ser rastreada de una forma consistente y segura.

Partiendo de lo anterior, las características de las señales EEG que suelen emplearse con mayor frecuencia para conformar un vector característico son las siguientes [46]:

- Valores de amplitud de las señales EEG (empleada en los sistemas speller P300).
- Valores de la densidad espectral de potencia.
- Parámetros autoregresivos y adaptativos autoregresivos.
- Características de tiempo-frecuencia.
- Características basadas en el modelo inverso.

Estas características suelen extraerse a partir de una gran cantidad de técnicas [5], [62], mismas que pueden clasificarse en tres grandes grupos:

- a) Análisis en el dominio del tiempo. Este tipo de técnicas son empleadas principalmente para la detección de los potenciales relacionados a eventos (ver Sección 2.2.2). En este caso, la extracción de características en los sistemas speller P300 se realiza por medio del promediado estadístico de los lapsos de tiempo de actividad EEG (ventanas de captura EEG) correspondientes a cada estímulo.
- b) Análisis en el dominio de la frecuencia. Se emplean una serie de filtros pasabanda para extraer información del espectro de las ondas cerebrales (definidas en la Sección 2.2.1), como en el caso de los sistemas BCI de imaginación motora.
- c) Análisis en el dominio del tiempo-frecuencia. Son técnicas mejoradas que obtienen las variaciones en el tiempo del espectro de frecuencias de las ondas cerebrales, por ejemplo, la transformada de Fourier de tiempo corto (Short Time Fourier Transform, STFT) y la transformada ondeleta (Wavelet Transform, WT) [62].

Una vez que se ha aplicado alguna de las técnicas de extracción suele reducirse el tamaño del vector característico en la medida de lo posible, esto con la finalidad principal de mejorar el rendimiento del clasificador [2].

Existen dos enfoques principales para lograr la reducción de dimensionalidad [62]:

- a) Proyección de características. Consiste en determinar la mejor combinación de características originales para formar un nuevo conjunto de características, generalmente más pequeño que el original.
- b) Selección de características. En esta técnica se elige el subconjunto del vector característico que contenga la mayor cantidad de información relevante.

Las técnicas más empleadas para lograr la reducción de la dimensionalidad son, entre otras, el análisis de componentes principales (Principal Component Analysis, PCA), filtros espaciales para potenciales relacionados a eventos (Spatial Filters, SF) y eliminación recursiva de canales (Recursive Channel Elimination, RCE).

Módulo clasificador

El módulo clasificador se encarga de generar una serie de señales lógicas de control a partir de la información contenida en el vector característico generado por el módulo extractor. Esto lo logra por medio de la implementación de un algoritmo inteligente basado en un modelo matemático que está estrechamente relacionado con las características del paradigma de control del sistema BCI en cuestión. En el caso de los sistemas speller P300, el clasificador genera una salida de dos estados lógicos: “seleccionado” y “no seleccionado”.

Debido a la naturaleza compleja de las señales bioeléctricas y a los requerimientos propios de los sistemas BCI, aún no se ha encontrado un clasificador que trabaje perfectamente en estos sistemas. Sin embargo, la comunidad científica ha reportado continuos avances en una gran cantidad de clasificadores [5], los cuales pertenecen a alguna de las siguientes categorías [26, 46, 54]:

- a) Clasificadores paramétricos lineales. Los clasificadores lineales son algoritmos que emplean funciones lineales para distinguir clases. Los clasificadores lineales más empleados en el ámbito de los sistemas BCI son los análisis discriminantes lineales (Linear Discriminant Analysis, LDA), las máquinas de vectores de soporte (Support Vector Machine, SVM) y las redes neuronales conocidas como perceptrón multicapa (Multilayer Perceptron, MLP).
- b) Clasificadores paramétricos no lineales. Este tipo de clasificadores emplean técnicas no lineales para definir la clasificación de los datos. Entre los más empleados se encuentran los clasificadores bayesianos (Bayes Classifier) y el modelo de Markov oculto (Hidden Markov Model, HMM).
- c) Clasificadores no paramétricos. Existen otro tipo de clasificadores que también se han explorado en las aplicaciones BCI, entre los cuales pueden mencionarse

aquellos que emplean lógica difusa (Fuzzy Logic), o las técnicas de los k vecinos mas cercanos (K-nearest neighbors) y la distancia de Mahalanobis.

Debido a la naturaleza de los sistemas speller P300, el clasificador con mejor rendimiento para este tipo de sistemas BCI es el Análisis Discriminante lineal por pasos (stepwise discriminant analysis, SWDA) [41]. Esta es una técnica estadística multivariable que a su vez está basada en una técnica más general conocida como análisis lineal discriminante (linear discriminant analysis, LDA). Ambas técnicas hacen uso de una o más modelos matemáticos (líneas rectas) que permiten clasificar una distribución de datos multidimensional y de naturaleza gaussiana en dos o más categorías. La principal diferencia entre ambas consiste en que LDA trabaja con toda la información del vector característico mientras que SWDA solo emplea con un subconjunto relevante de dicho vector, lo cual la hace más eficiente para los requerimientos de trabajo en tiempo real de los sistemas speller P300.

La utilidad del análisis discriminante se marca en dos escenarios: el primero, conocido como análisis descriptivo, consiste en encontrar un conjunto de combinaciones lineales de las variables cuantitativas que revelen de mejor manera las diferencias entre las clases, mientras que el segundo, conocido como análisis predictivo, consiste en emplear el modelo matemático definido en el análisis descriptivo para determinar a que clase pertenece una nueva medición. En el ámbito de los sistemas BCI dichos escenarios dan origen a dos modelos de uso mencionados en la Sección 3.1.2: el entrenamiento y la operación.

El vector característico generado por el módulo extractor puede interpretarse como una serie de puntos que representan mediciones distribuidas en un espacio multidimensional, por lo que, desde el punto de vista teórico, para implementar un clasificador basado en LDA ó SWDA deben de tenerse en cuenta las siguientes consideraciones:

- Las mediciones deben de ser de naturaleza gaussiana, esto es, su histograma debe generar una curva normal. Lo anterior se cumple de forma aceptable en un sistema BCI al mejorar la calidad de la señal EEG en el acondicionador.
- Cada una de las mediciones de la clasificación inicial (calibración del sistema BCI) deben estar correctamente clasificadas. Este es uno de los puntos críticos de los sistemas BCI en general, ya que la complejidad propia de las señales EEG no permite que esto se cumpla en su totalidad.
- Deben definirse al menos dos categorías de tal forma que sean mutuamente exclusivos y colectivamente exhaustivos (esto es, que todas las mediciones puedan clasificarse en una categoría de forma unívoca). Cabe recordar que, en el caso de los sistemas speller P300, solamente existen dos categorías: “símbolo seleccionado” y “símbolo no seleccionado”, las cuales cumplen con dichos requisitos.

Las consideraciones anteriores permiten observar que las clases del clasificador son en realidad los estados de las señales lógicas que se obtienen a la salida de dicho módulo.

En ocasiones suele agregarse un módulo normalizador a la salida del clasificados a fin de ajustar las señales lógicas a un promedio cero y a una amplitud unitaria.

3.1.5. Aplicación BCI

Los componentes agregados a la salida del transductor BCI pueden ser clasificados en alguno de los siguientes módulos: a) la interfaz de control, b) el controlador de dispositivo, y c) el dispositivo, tal como a continuación se indica.

Interfaz de control

La necesidad de la interfaz de control parte del hecho de que en la mayoría de los sistemas BCI se requiere de un procedimiento experimental implementado en forma de algoritmo para lograr una BCI eficiente desde el punto de vista del esfuerzo cognitivo invertido, ya que en general las señales lógicas de control generadas por el clasificador solamente hacen referencia a unas cuantas acciones simples del usuario (señales de control lógico), y no a todas las opciones de control específicas del dispositivo o aplicación a controlar (señales de control semántico).

Para los sistemas speller P300, lo anterior implica que, a partir de los estados lógicos del tipo “seleccionado” y “no seleccionado” generados por la voluntad del usuario, la interfaz de control sea capaz de asignar uno de los estados mencionados a cada uno de los símbolos presentes en la pantalla del speller mediante la implementación del paradigma oddball (ver Sección 3.2.1).

A manera de retroalimentación visual, a la interfaz de control suele agregarse una pantalla con la información generada dinámicamente por la interfaz para que el usuario esté consciente de sus esfuerzos y pueda mejorar el control del dispositivo.

Controlador de dispositivo

Este módulo se requiere en las aplicaciones BCI que interactúan con dispositivos físicos (sillas de ruedas, robots, drones, etc) ya que convierte las señales semánticas de la interfaz de control en señales físicas de control (voltaje, corriente, etc) propias de la aplicación en cuestión. A fin de mejorar su operación, este módulo se retroalimenta constantemente con la interfaz de control.

Dispositivo

Es el elemento a controlar por cualquier sistema BCI. Actualmente existe una gran cantidad de dispositivos que pueden ser utilizados con este fin. Por ejemplo, los investigadores han empleado computadoras, sintetizadores de voz, prótesis neurales, controles para televisión e iluminación, aplicaciones orientadas al arte, etc [24]. Todos estos dispositivos pueden ser reales, o pueden implementarse de forma virtual en una computadora. El estado del dispositivo de aplicación es percibido por el usuario de forma directa por medio de uno o más canales sensoriales (vista, oído o tacto).

3.2. Los sistemas BCI generadores de texto (spellers)

Los sistemas BCI que se emplean con fines de comunicación por medio de la generación de mensajes de texto se conocen como “BCI spellers”. Aunque pueden implementarse por medio de varios tipos de neuromecanismos, como los potenciales SSVEP o la técnica de imaginación motora [16], en la presente tesis se hablará exclusivamente de los spellers basados en el potencial P300, conocidos también como sistemas speller P300.

El modelo de uso básico de este tipo de sistemas consiste en colocarle al usuario el dispositivo EEG para a continuación presentarle una pantalla que contenga una matriz de símbolos (estimulador visual) y un campo de salida donde se muestren los símbolos generados. Los símbolos de la matriz son iluminados de forma aleatoria, de tal forma que el usuario solamente debe poner atención al carácter que desea seleccionar. Una vez que el software ha inferido el símbolo deseado se muestra al usuario en el campo de salida (ver Figura 3.4).

3.2.1. El paradigma “oddball”

El requisito neurológico principal para crear un speller P300 consiste en estimular visualmente al usuario para que aparezca el potencial P300 en su registro EEG, lo cual comúnmente se realiza con el paradigma conocido como “oddball”, el cual fue propuesto por los investigadores Lawrence Farwell y Emanuel Donchin en 1988 [21].

Independientemente del tipo de aplicación que se requiera implementar, el paradigma oddball requiere que se cumplan las tres condiciones siguientes [20]:

- Al sujeto se le presentan una serie de eventos, cada uno de los cuales pertenece a una de dos posibles categorías.
- Los eventos que corresponden a una de las categorías son menos frecuentes que aquellos que pertenecen a la otra.
- El sujeto realiza una tarea que requiere clasificar cada evento dentro de una de las dos categorías.

Los sistemas speller P300 implementan estas características esenciales del paradigma oddball de la siguiente manera: [72]

- Los estímulos que representan las posibles salidas del sistema BCI son presentadas en orden aleatorio.
- Los estímulos que representan cada posible salida son presentados de forma poco común, por ejemplo, con una probabilidad de $1/[\text{número de salidas posibles}]$.
- Al usuario se le indica que solamente atienda el estímulo que representa la salida que él desea generar, mismo que se conoce como estímulo objetivo.

Así entonces, la principal causa de la aparición del potencial P300 es el factor sorpresa generado por eventos de poca probabilidad de ocurrencia pero bien definidos, de tal forma que cambian las expectativas del usuario [67].

3.2.2. El speller P300 de Farwell y Donchin

En 1988 Lawrence A. Farwell y Emmanuel Donchin implementaron el primer speller P300 en tiempo real [21]. La aportación principal del “speller P300 clásico”, como se le conoce hoy en día, consistió en haber usado de forma sistemática el potencial P300 para generar texto a una razón de 2.3 símbolos por minuto.

El estimulador visual de este speller consiste en una interfaz gráfica que contiene una matriz alfanumérica de 36 símbolos (6 renglones por 6 columnas) de color blanco sobre un fondo negro. La funcionalidad básica de su algoritmo consistió en encender y apagar, en forma de destello y de manera aleatoria, un renglón ó una columna durante 100ms. Dichas activaciones de renglón ó columna iniciaban el almacenamiento (en un buffer de 600ms) de lecturas conocido como ventana de captura EEG, los cuales se almacenaban mientras se generaba el destello siguiente con su consecuente ventana de captura EEG (ver Figura 3.5). La activación de los 12 renglones/columnas se repitió 30 veces. En cada una de estas repeticiones una nueva ventana EEG se promediaba con su correspondiente ventana anterior. De esta forma, al final de este procedimiento podían identificarse dos ventanas de captura con potenciales P300 registrados: los correspondientes al renglón y la columna del símbolo seleccionado por el usuario.

Los autores reportaron haber empleado las siguientes técnicas de procesamiento de señales: a) análisis discriminante lineal por pasos (SWDA), b) suma promediada (peak picking), c) area bajo la curva, y d) análisis de covarianza.

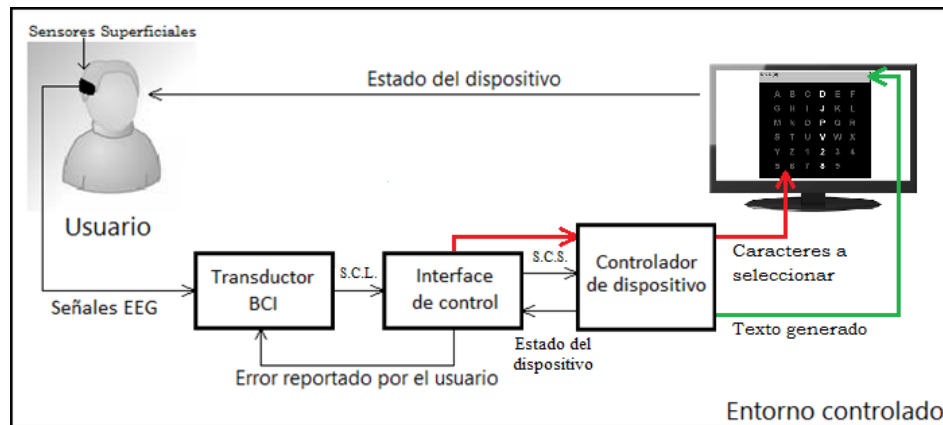


Figura 3.4: Arquitectura de Mason y Birch para un speller P300 [51]. La línea verde indica el campo de salida, mientras que la roja indica el flujo de la señal relacionada con el estimulador visual (retroalimentación para el usuario). Además se muestran las señales de control lógico (SCL) y las señales de control semántico (SCS).

3.2.3. Terminología de los experimentos speller P300

Tal como se mencionó con el speller de Farwell y Donchin, en cualquier speller P300 se presentan una serie de eventos temporales característicos de su funcionamiento. Aunque no existe una terminología estándar que los defina, Quitadamo et al. [61] proponen la siguiente:

- a) Quantum de procesamiento (processing quantum). Es el conjunto mínimo de operaciones que permiten la actualización del estado del clasificador. En el caso de los sistemas speller P300, consiste en el destello de un renglón o columna (también llamado estímulo), la captura de la actividad EEG correspondiente y su promediado con los resultados previos de dicho renglón o columna.
- b) Secuencia (sequence). Es la generación de los doce destellos (6 renglones y 6 columnas) correspondientes a la matriz de 6x6 símbolos, junto con sus cuantums de procesamiento correspondientes.
- c) Prueba o ensayo (trial). Es el conjunto de secuencias que llevan al clasificador a generar un símbolo de salida. Quitadamo et al. mencionan que se requieren 20 secuencias para que el clasificador pueda inferir un símbolo.
- d) Corrida (run). Es un conjunto de pruebas al final de las cuales se ha generado una palabra. En la tarea de entrenamiento, una corrida puede constar de 4 símbolos aproximadamente [66].
- e) Sesión (session). Es un conjunto de corridas al final de las cuales se ha generado una serie de palabras. En una tarea de entrenamiento, una sesión puede constar de hasta 8 corridas [66]. A diferencia de los modos de calibración y práctica, donde la sesión suele tener una duración fija, la duración del modo de operación es variable.

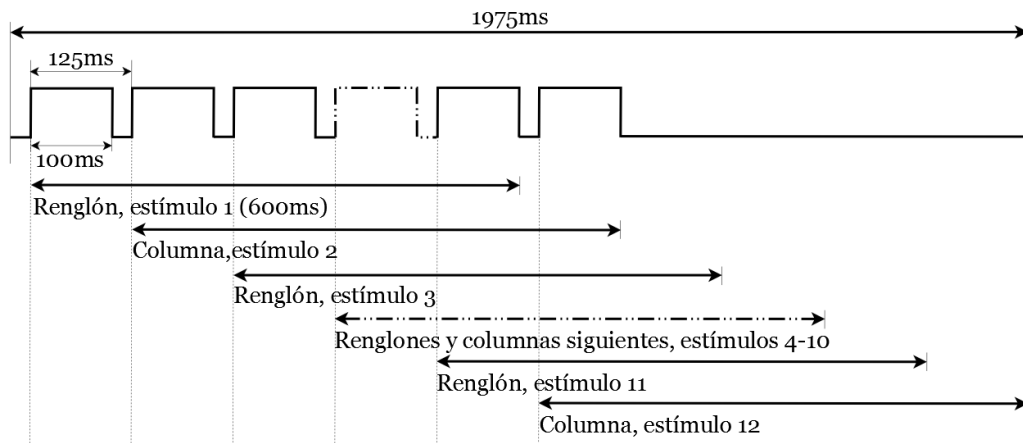


Figura 3.5: Esquema de los tiempos de estímulo y sus correspondientes ventanas de captura EEG usados en el experimento de Farwell y Donchin durante una sola secuencia [72].

3.3. El estado del arte de los estimuladores visuales speller P300

Aunque en un principio el speller de Farwell y Donchin recibió muy poca atención, en los últimos 15 años el estudio de los sistemas speller P300 derivados de dicho trabajo se han posicionado como un punto de referencia para la investigación de los sistemas BCI en general [39]. A lo largo de este tiempo la investigación de estos sistemas BCI se ha enfocado principalmente a mejorar su rendimiento en lo que se refiere principalmente al procesamiento de las señales EEG y a los algoritmos empleados en el clasificador. En contraste, para el estimulador visual se siguió empleando sin cambio alguno el paradigma empleado por Farwell y Donchin, hasta que hace algunos años que se comenzaron a investigar nuevos tipos de estimuladores visuales, debido principalmente a la necesidad de reducir los errores generados por esta interfaz gráfica, así como para disminuir la fatiga del usuario debida al uso continuo del speller P300.

Tal como se ve en la Figura 3.6, los principales tipos de estimuladores visuales existentes en la actualidad son los siguientes [22, 23]:

- a) Paradigma renglón-columna (row-column, RC). En este paradigma se tiene un estimulador visual en forma de matriz alfanumérica de tamaño 6x6 símbolos. En ella se iluminan un renglón y una columna sucesivamente y de forma aleatoria. La probabilidad de que el símbolo deseado sea destellado es de 0.17 (1/6), la cual es capaz de generar un potencial P300 robusto. La compañía g.tec desarrolló un speller llamado sistema intendiX, mismo que ofrece una tasa de transferencia estimada de 5 a 10 símbolos por minuto [15].
- b) Paradigma del símbolo simple (single character, SC). Presenta la misma matriz del paradigma RC, a excepción de que el destello se genera con un solo símbolo a la vez. Comparativamente hablando, aunque el paradigma RC es aproximadamente dos veces mas rápido que el SC, este último genera potenciales P300 de mayor amplitud que el primero [30].
- c) Paradigma basado en regiones (region based, RB). En este paradigma los símbolos se presentan agrupados en siete grupos de siete símbolos cada uno, destellando un grupo a la vez, de tal forma que el usuario tiene que realizar una selección doble: primero debe seleccionar el grupo donde se encuentra su símbolo deseado para que solamente este aparezca en la pantalla y así pueda, en la segunda selección, elegir el símbolo que se encuentra en el grupo seleccionado.
- d) Paradigma del tablero de damas (Checkerboard paradigm, CP). En este paradigma los símbolos de una matriz de tamaño 8x9 se colocan sobre un arreglo similar al tablero de damas, donde cada símbolo se encuentra en un cuadro oscuro o claro que contrasta con el símbolos que contenga. Una de las principales ventajas de este arreglo es que permite reducir el factor de distracción que se da cuando destella un símbolo adyacente al símbolo deseado por el usuario.
- e) Paradigma de la presentación visual serial rápida (Rapid serial visual paradigm,

RSVP). En este paradigma se presenta un solo símbolo el centro de la pantalla, el cual es reemplazado por otro símbolo de forma aleatoria. Este se emplea para personas que no pueden observar la pantalla completa debido a dificultades de movimiento del globo ocular. El equipo de Aqualanga desarrollaron estimulador de este tipo que logró una tasa de transferencia de 1.43 símbolos por minuto y una eficacia de 94.8% en las mejores condiciones [1].

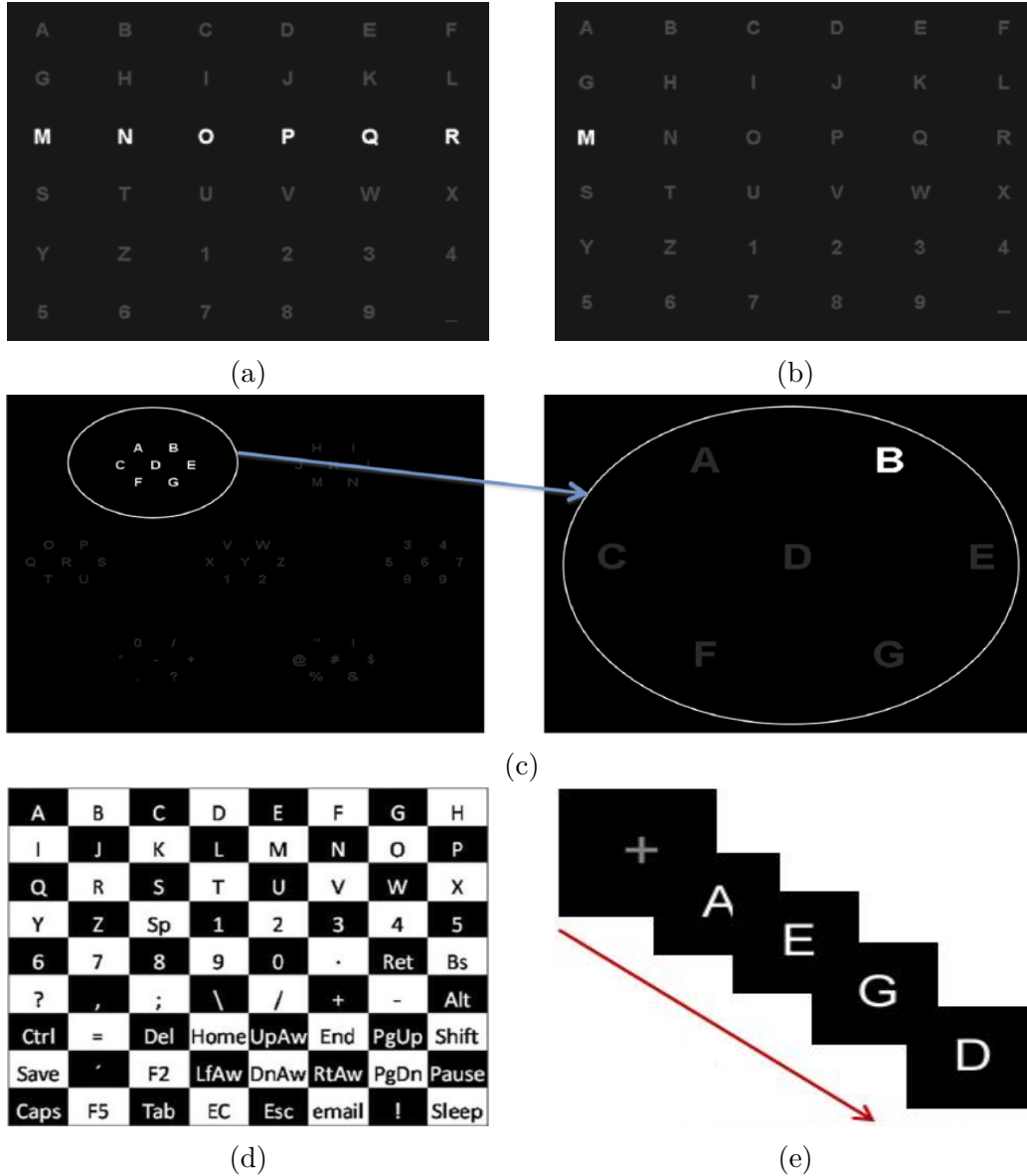


Figura 3.6: Tipos de estimuladores visuales del speller P300 (tomado de [22]). a) Paradigma renglón-columna, b) Paradigma del símbolo simple, c) Paradigma basado en regiones, d) Paradigma del tablero de damas, e) Paradigma de la presentación visual serial rápida, donde la flecha roja representa el tiempo.

A manera de cierre

La arquitectura de las interfaces cerebro-computadora parte de un modelo integral en donde la interacción tan cercana que se tiene entre el usuario, el transductor BCI y los componentes de la aplicación hacen que se incluya al usuario como un elemento más de este modelo. Al respecto es importante mencionar que debido a esta interacción tan cercana entre la tecnología y el ser humano, existen una serie de factores humanos que influyen con una mayor presencia en el desempeño de un sistema speller P300. Algunos de estos factores fueron evaluados como parte de los experimentos que se reportan en los siguientes capítulos.

Capítulo 4

Desarrollo de una interfaz cerebro-computadora para generar texto

En este capítulo se presenta al lector una descripción completa del trabajo que fue realizado para proponer una implementación speller P300 que fue nombrada como “P3writer”. Dicho sistema propuesto incluye la realización de los siguientes puntos relevantes:

- La modificación del hardware de la diadema EPOC en lo que respecta a la posición de cuatro de sus electrodos (Sección 4.3).
- El desarrollo de un estimulador visual para el speller P3writer en un tamaño de 6x6 y de 8x8 símbolos (Sección 4.4).
- La creación de un protocolo experimental para realizar una serie de experimentos de funcionalidad y de desempeño. En los primeros se usó la diadema EPOC modificada y el sistema speller P300 clásico (ver Sección 3.2.2) y en los segundos se empleó la misma diadema EPOC modificada y otra sin modificar, ambas con el estimulador de P3writer 6x6 símbolos de tamaño (Sección 4.5).

A continuación se describen brevemente los componentes del sistema P3writer para posteriormente detallar el trabajo realizado al respecto.

4.1. Elementos del sistema P3writer

El sistema P3writer consta de los siguientes elementos:

- a) Diadema EPOC. Usada como dispositivo de adquisición de señales EEG. Sus especificaciones técnicas se detallan en el Apéndice A.

- b) Software BCI2000 [65, 53]. Sobre esta plataforma se desarrolló el sistema P3writer. Esto fue posible gracias a las ventajas que ofrece dicha plataforma y que son mencionadas en el Apéndice B.
- c) Laptop Dell modelo XPS L502S. Empleada como equipo de cómputo del investigador. Sus especificaciones son: procesador Intel Core i7 2760QM a 2.4GHz, 8 GB de RAM, 500GB de disco duro, tarjeta de video NVIDIA con 2GB de memoria, display de 15.6 pulgadas, Sistema operativo Windows 7 a 64 bits.
- d) Monitor estándar de 23 pulgadas marca AOC. Este monitor fue empleado durante los experimentos como display de control para el usuario.

4.2. Conexión habitual entre EPOC y BCI2000

La plataforma BCI2000 contiene un submódulo contribuido para EPOC llamado EmotivADC, cuyo código fuente se encuentra en el directorio `BCI2000\src\contrib\SignalSource` de la distribución de código fuente “extendida” de BCI2000.

4.2.1. Procedimiento para usar una diadema EPOC en BCI2000

El procedimiento recomendado para emplear la diadema EPOC en BCI2000 por medio del submódulo contribuido EmotivADC es el siguiente:

- a) Instalar la distribución de código fuente “extendida” de la plataforma BCI2000 tal como se detalla en el Apéndice B.
- b) En la primera vez que se compile BCI2000, aceptar con la letra “y” la opción inicial relacionada con la compilación de los módulos contribuidos “Build contrib modules (y/n)?”.
- c) Una vez compilado, crear un nuevo script de arranque (EjemploSpeller.bat) a partir de una copia del archivo `P3Speller_SignalGenerator.bat` ubicado en el directorio `\BCI2000\batch\`. En este nuevo script indicar el nuevo submódulo contribuido y el archivo de parámetros por utilizar (ver Código 4.1).
- d) Crear un nuevo archivo de configuración (EjemploP300.prm) a partir de una copia del archivo `\BCI2000\parms\examples\P3Speller_CopySpelling.prm`. Cargarlo con el botón “Load Parameters...” de las opciones de configuración.

Código 4.1: Modificación de Script de arranque.

```
##Línea 33: Arranque del submódulo Emotiv
Start executable Emotiv --local
##Línea 37: Carga del archivo de parámetros
Load parameterfile "../parms/examples/EjemploP300.prm"
```

CAPÍTULO 4. DESARROLLO DE UNA INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADORA PARA GENERAR TEXTO

- e) Arrancar BCI2000 mediante el script creado.
- f) Ingresar en los campos de la pestaña “Source” los valores de los parámetros mostrados en la Tabla 4.1.
- g) En la pestaña “Filtering”, editar la matriz SpatialFilter del campo del mismo nombre para que sea una matriz identidad de tamaño 14x14.
- h) Guardar los parámetros modificados sobrescribiendo el archivo EjemploP300.prm con el botón “Save Parameters...” de las opciones de configuración.
- i) Conectar display de control del usuario (monitor VGA) con el equipo de cómputo del investigador y configurarlo como pantalla extendida a fin de que solamente aparezca ante el usuario el estimulador visual.
- j) Conectar la diadema EPOC al equipo de cómputo en donde se esté ejecutando BCI2000, encenderla y colocársela al usuario según el procedimiento mencionado en el Apéndice A. Antes de continuar con el experimento debe emplearse el software Emotiv Control Panel para verificar la correcta conductividad de todos los electrodos de la diadema.
- k) Presionar el botón “SetConfig”. La ventana SystemLog indicará los resultados de esta acción, indicando los errores de configuración detectados. En caso contrario BCI2000 estará listo para arrancar el experimento, por lo que aparecerán las ventanas SourceSignal y P3TemporalFilter y la ventana de la aplicación speller P300 clásica de Farwell y Donchin.
- l) Presionar el botón “Start” para comenzar. Es recomendable que, en particular la primera vez que se realice, es necesario recordar al usuario los detalles del experimento así como la importancia de su estado motivacional.

Tabla 4.1: Parámetros de configuración para una diadema EPOC.

Campo	Parámetro	Valor
SignalPropierties	SourceCh	14
	SampleBlockSize	4
	SamplingRate	128
	ChannelNames	AF3 F7 F3 FC5 T7 P7 O1 O2 P8 T8 FC6 F4 F8 AF4
	SourceChOffset	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
	SourceChGain	1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
Source Filter	NotchFilter	disabled
	HighPassFilter	at 0.1Hz
	LowPassFilter	At 40Hz
Alignment	Align Channels	1
	SourceChTimeOffset	(vacío)
OnlineProcessing	TransmitChList	1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14

4.3. Modificaciones realizadas a la diadema EPOC

Debido a que el potencial P300, tiene una mayor presencia en las posiciones Fz, Cz, Pz, Oz, P3, P4 PO7 y PO8 del sistema 10-20 (ver Sección 2.2.3), se optó por modificar la diadema EPOC en lo que respecta a cambiar los electrodos AF3, AF4, FC5 y FC6 de sus posiciones originales a las ubicaciones Oz, Cz, Pz y Fz respectivamente (ver Figura 4.1), conservando intacto el tipo de montaje referencial (ver Sección 2.6) y la electrónica interna.

4.3.1. Modificación física de la diadema EPOC

Construcción de los prototipos

La modificación de la diadema EPOC fue realizada en diferentes momentos por medio de la elaboración de varios prototipos. En el primero de ellos (Figura 4.2a) se usó un soporte elástico fabricado a partir de una capucha deportiva de licra. Aunque era funcional, esta diadema era poco estética y complicada en su colocación, por lo que se optó a fabricar un segundo prototipo, el cual fue fabricado con bandas de elástico para telas (Figura 4.2b). Aunque su principal ventaja era que ya tenía incluidos los electrodos, su colocación aún era complicada.

Después de las experiencias anteriores, se optó por construir un soporte rígido de material PVC (Figura 4.2c) a fin de facilitar la colocación de la diadema EPOC modificada así como para servir de soporte estructural, ya que el plástico que conforma la diadema EPOC había comenzado a mostrar un deterioro significativo. Para esto se empleó poliuretano expansivo en aerosol para unir el soporte de PVC con la diadema EPOC. Esto constituyó la última modificación realizada al hardware (Figura 4.2d).

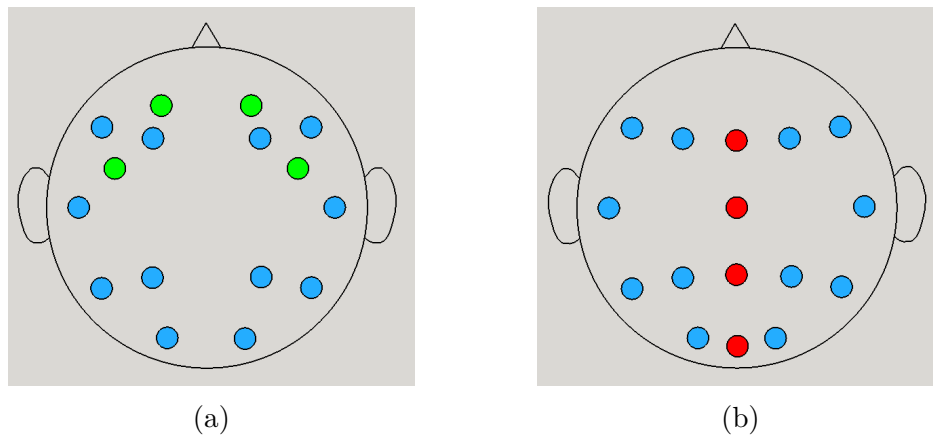


Figura 4.1: Cambio de los electrodos de la diadema EPOC. a) EPOC original. b) EPOC modificada. Los electrodos modificados fueron cambiados de las posiciones en color verde a las posiciones en color rojo.

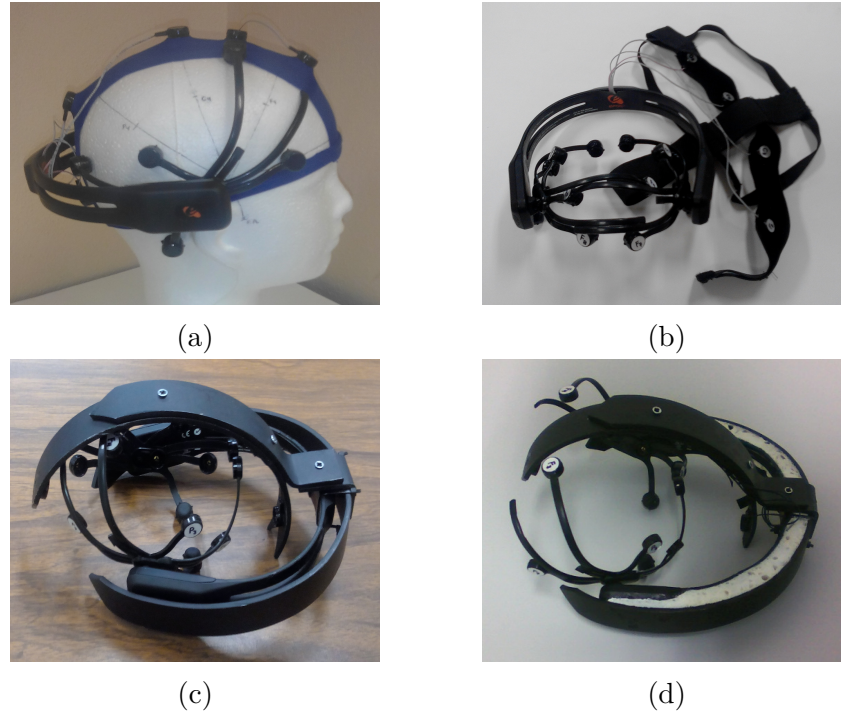


Figura 4.2: Prototipos de la diadema EPOC modificada: a) Primera versión (soporte elástico de color azul). b) Segunda versión (soporte elástico de color negro). c) Tercera versión (soporte rígido). d) Tercera versión reforzada (versión final).

Adaptaciones realizadas al software

El cambio de posición de los electrodos de la diadema EPOC ocasiona que fuera modificada la nomenclatura de los electrodos así como las declaraciones de sus canales correspondientes. Dichas modificaciones, mostradas en el Código 4.2, forman parte del submódulo contribuido EmotivADC (archivo EmotivADC.cpp).

Estas modificaciones son necesarias porque las aplicaciones de BCI2000 emplean dicha nomenclatura para realizar sus diferentes funciones de almacenamiento, análisis y visualización de las señales EEG (ver Figura 4.3).

Código 4.2: Modificaciones del archivo EmotivADC.cpp.

```
// Línea 47:
string channelNames[] = {
    "Oz", "F7", "F3", "Pz", "T7", "P7", "O1", "O2",
    "P8", "T8", "Fz", "F4", "F8", "Cz"
};
// Línea 67:
string electrodeNames[] = {
    "CMS", "DRL", "FP1", "Oz", "F7", "F3", "Pz", "T7", "P7", "O1",
    "O2", "P8", "T8", "Fz", "F4", "F8", "Cz", "FP2"
};
```

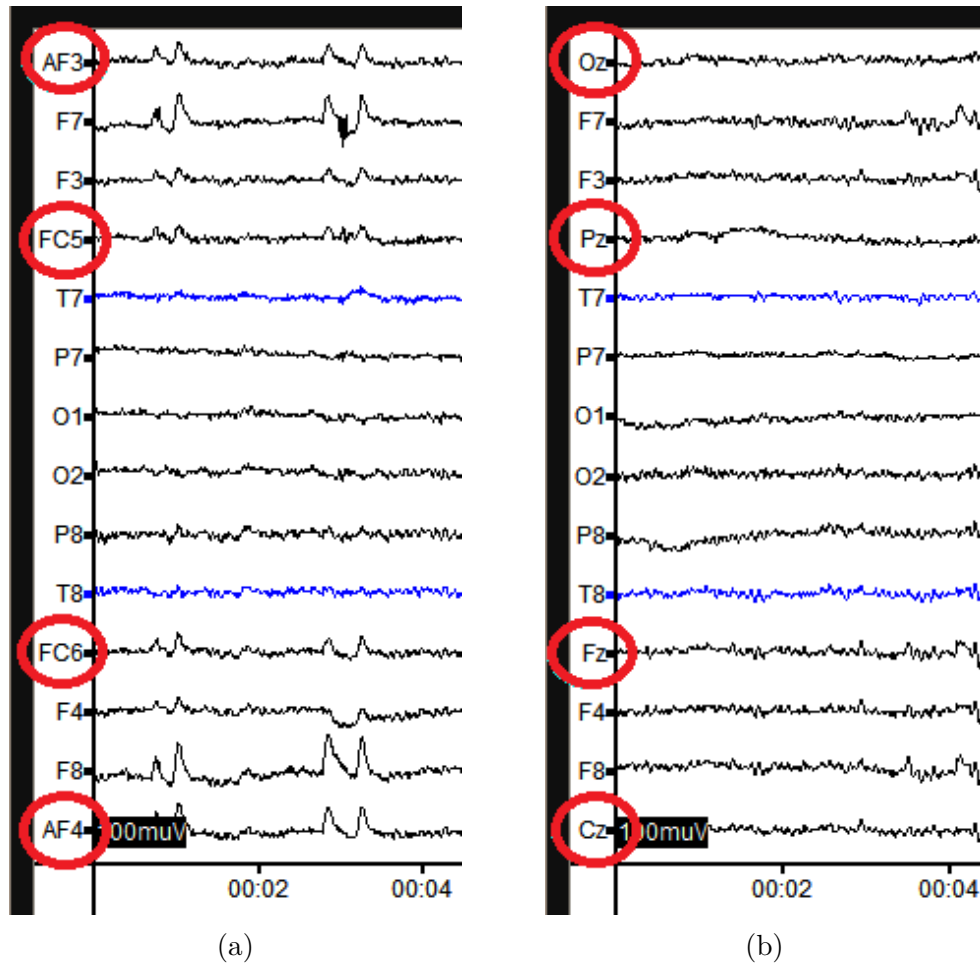


Figura 4.3: Cambio de posición de los electrodos reflejado en la aplicación BCI2000viewer. Los círculos en color rojo indican los canales modificados. a) EEG de diadema EPOC original. b) EEG de diadema EPOC modificada.

4.4. Estimuladores visuales de P3writer

La aplicación speller P300 de la plataforma BCI2000 presenta una interfaz gráfica similar al speller P300 de Farwell y Donchin (ver Sección 3.2.2), la cual es la misma para el modo de entrenamiento y el modo de operación (ver Sección 3.1.2). Como parte del sistema P3writer se implementaron, a partir de dicha aplicación de BCI2000, un par de estimuladores visuales cuyas características se mencionan a continuación:

- Dos diferentes tamaños del estimulador: 6x6 (ver Figura 4.4b) y 8x8 símbolos. Este último estimulador emplea a su vez dos matrices a fin de permitir el uso de símbolos en mayúsculas y minúsculas (ver Figuras 4.4c y 4.4d).
- Color de fondo en tonos de grises, a fin de facilitar al usuario la memorización del estimulador. Además se propone que el estimulador de 8x8 símbolos sea una versión extendida del extiulador de 6x6 símbolos.

- c) Reordenación de los símbolos alfabéticos de tal forma que las vocales se encuentran ubicadas sobre la diagonal principal de los estimuladores, sin modificar su posición relativa dentro del alfabeto. Esto permite a) facilitar al usuario la ubicación de los símbolos y b) disminuir el error que puede generarse por la selección accidental de símbolos adyacentes al de interés.

4.4.1. Implementación de los estimuladores

La implementación de los estimuladores de P3writer se logra a partir de dos enfoques: a) modificación del código fuente y b) modificación de los parámetros de configuración. A continuación se detallan cada uno de ellos.

Modificación del código fuente

En BCI2000 el color de fondo de los estimuladores solo puede modificarse por parámetros para todo el estimulador y no así para cada símbolo individual. Si se requiere esto último, es necesario editar el método LoadMenu(), el cual está contenido en el archivo P3SpellerTask.cpp del módulo de aplicación del mismo nombre. Así mismo, este archivo se encuentra ubicado en el directorio `\BCI2000\src\core\Application\P3Speller`.

El método LoadMenu() tiene como función principal evaluar y cargar los parámetros de configuración necesarios para construir un estimulador P300 así como establecer las propiedades de los tipos de estímulos que serán utilizados. Esto se realiza cada vez que BCI2000 se encuentra en la fase de prevuelo o en la fase de ejecución de la aplicación speller P300 (ver Estados de operación en el Apéndice B).

El Algoritmo 1 muestra el comportamiento simplificado de LoadMenu(). Cada uno de los símbolos creados para el estimulador forma parte de una clase llamado “objetivo”. Un objetivo se define como un objeto que realiza una acción cuando es seleccionado de acuerdo a lo que haya determinado el clasificador. Cada objetivo tiene asociado un identificador numérico que va de 0 a $t-1$ número de objetivos, el cual se emplea como una referencia para establecer sus propiedades (la altura y color del texto que contiene, su color de fondo, tipo de estímulo visual o auditivo, entre otras).

El estudio de LoadMenu() permitió crear un par de métodos basados en el algoritmo 2, uno para el tamaño de 6x6 símbolos y otro para el tamaño de 8x8 símbolos. Tal como indica dicho algoritmo, estos métodos permiten modificar el color de un objetivo (variable ColorObjetivo) a partir de su identificador t y del tamaño del estimulador por construir. Esto es posible porque LoadMenu() define la posición del primer objetivo en la esquina superior izquierda del estimulador visual y a partir de dicha posición continúa agregando objetivos de izquierda a derecha y de arriba a abajo hasta terminar de construir el estimulador. Las Figuras 4.4e y 4.4f muestran, para ambos tamaños de 6x6 y 8x8 símbolos, los valores de t que le corresponden a cada color de fondo según su disposición dentro del estimulador en cuestión.

Las dos implementaciones en C++ del algoritmo 2 se muestran en el Código 4.3 y en el Código 4.4 para los estimuladores de tamaño 6x6 y 8x8 símbolos respectivamente. Cabe mencionar que este algoritmo puede modificarse fácilmente para crear estimuladores visuales de diversos colores de fondo que contrasten con los destellos de un speller P300, lo cual forma parte del trabajo a futuro de la presente tesis.

Algoritmo 1 LoadMenu

```

1: procedimiento LOADMENU( )
2:   limpiar objetivos
3:   obtener parámetros de los objetivos
4:   calcular dimensiones del estimulador
5:   para todo objetivo hacer
6:     (renglón, columna)  $\leftarrow$  objetivo
7:     si parámetros inválidos entonces
8:       fin procedimiento
9:     fin si
10:    si existen estímulos de audio entonces
11:      objetivo  $\leftarrow$  ArchivoAudio
12:    fin si
13:    objetivo  $\leftarrow$  AlturaTexto
14:    objetivo  $\leftarrow$  ColorTexto
15:    objetivo  $\leftarrow$  ColorObjetivo      ▷ Aquí se ingresa el método P3writerMxN
16:    objetivo  $\leftarrow$  ColorDestello
17:  fin para
18:  para todo renglón y columna hacer
19:    si existen estímulos de audio entonces
20:      (renglón, columna)  $\leftarrow$  ArchivoAudio
21:    fin si
22:  fin para
23: fin procedimiento

```

Algoritmo 2 P3writerMxN

```

1: procedimiento P3WRITERMxN(t)      ▷ t es el número del objetivo
2:   si objetivo va a ser color negro entonces
3:     return ColorObjetivo(NegroRGB)
4:   fin si
5:   si objetivo va a ser gris oscuro entonces
6:     return ColorObjetivo(GrisOscuroRGB)
7:   fin si
8:   si objetivo va a ser gris claro entonces
9:     return ColorObjetivo(GrisClaroRGB)
10:  fin si
11: fin procedimiento

```

Código 4.3: Método que genera el color de fondo de un objetivo en particular para crear el estimulador visual P3writer versión de 6x6 símbolos.

```
//Línea 1188:
int P3SpellerTask::P3writer6x6(int t) const
{
    if((t>=0 && t<=2)|| (t>=6 && t<=8)|| (t>=12 && t<=16)|| (t
        >=20 && t<=22)|| (t>=26 && t<=28)|| t==35 )
        return 0x00000000;          //Fondo negro

    if((t>=3 && t<=5)|| (t>=9 && t<=11)|| t==17 || t==23 || t
        ==29 )
        return 0x00151515;          //Fondo gris oscuro

    if(t==18 || t==19 || t==24 || t==25 || (t>=30 && t<=35))
        return 0x002A2A2A;          //Fondo gris claro
    return NULL;
}
```

Código 4.4: Método que genera el color de fondo de un objetivo en particular para crear el estimulador visual P3writer versión de 6x6 símbolos.

```
//Línea 1204:
int P3SpellerTask::P3writer8x8(int t) const
{
    if((t>=0 && t<=2)|| (t>=8 && t<=10)|| (t>=16 && t<=20)|| (t
        >=26 && t<=28)|| (t>=34 && t<=36)|| (t>=48 && t<=52))
        return 0x00000000;          //Fondo negro

    if(t==6 || t==7 || t==14 || t==15 || t==22 || t==30 || t
        ==38 || t==45 || t==47 || t==54 || t==56 || t==57 || t
        ==61 || t==63)
        return 0x00000000;          //Fondo negro

    if((t>=3 && t<=5)|| (t>=11 && t<=13))
        return 0x00151515;          //Fondo gris oscuro

    if(t==21 || t==23 || t==29 || t==31 || t==37 || t==39 || t
        ==46 || t==55)
        return 0x00151515;          //Fondo gris oscuro

    if((t>=40 && t<=44)|| (t>=58 && t<=60))
        return 0x002A2A2A;          //Fondo gris claro

    if(t==24 || t==25 || t==32 || t==33 || t==53 || t==62)
        return 0x002A2A2A;          //Fondo gris claro
    return NULL;
}
```

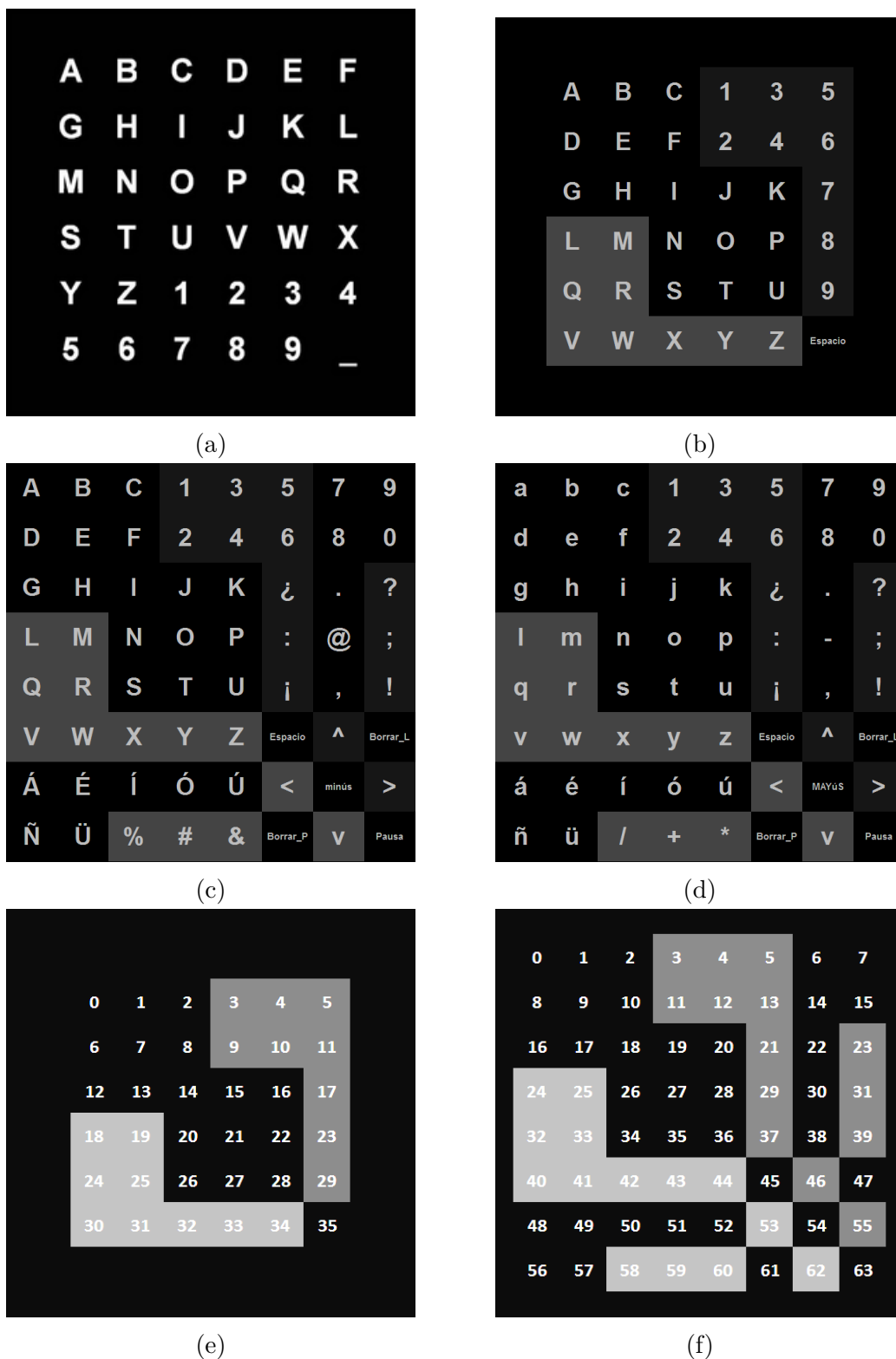


Figura 4.4: Estimuladores trabajados: Estimulador original de BCI2000 (a). Estimuladores de P3writer en tamaños 6x6 y 8x8 símbolos (b,c,d). Numeración de los objetivos de los estimuladores visuales de P3writer (e,f). A estas imágenes se les aumentó el brillo y el contraste con fines ilustrativos.

CAPÍTULO 4. DESARROLLO DE UNA INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADORA PARA GENERAR TEXTO

Modificación de los parámetros de configuración.

Los parámetros de configuración ubicados en la pestaña “application” de la ventana de configuración de BCI2000 permiten establecer el tamaño de los estimuladores y de los símbolos que los componen, así como definir el tipo de símbolos empleados y su posición dentro de aquellos. En la Tabla 4.2 se muestran los valores de dichos parámetros empleados para ambos etimuladores de P3writer.

Al respecto cabe mencionar que los parámetros WindowTop y WindowLeft establecen la ubicación del estimulador en pixeles, mientras que el valor negativo de este último permite que el estimulador aparezca en la ventana del usuario cuando la pantalla del investigador está configurada en modo de escritorio extendido en dos pantallas. Además de esto, WindowWidth y WindowHeight definen el tamaño del estimulador también en pixeles. Todos los demás parámetros de alturas y anchos son factores porcentuales que dependen del valor de WindowWidth y WindowHeight.

Tabla 4.2: Parámetros para construir P3writer en tamaños 6x6 y 8x8 símbolos.

Campo	Parámetro	Valor para 6x6	Valor para 8x8
Application Window	WindowWidth	640	640
	WindowHeight	710	710
	WindowLeft	-960	-960
	WindowTop	55	55
Result Processing	InterpretMode	copy mode	online free mode
	DisplayResults	(deshabilitado)	(habilitado)
Speller Targets	TargetDefinitions	(1 matriz de 6x6 símbolos)	(2 matrices de 8x8 símbolos)
	NumMatrixColumns	6	8 8
	NumMatrixRows	6	8 8
	TargetWidth	12.5	12.5
	TargetHeight	11	11
	TargetTextHeight	5.5	5.5
	BackgroundColor	0x00000000	0x00000000
	TextColor	0x00555555	0x00555555
	TextColorIntensified	0x00FFFFFF	0x00FFFFFF
	IconHighlightMode	1	1
Speller	IconHighlightFactor	1	1
	FirstActiveMenu	1	1
	StatusBarSize	12	12
	StatusBarTextHeight	4.4	4.4
Localization	TextToSpell	LAS,QUINCE,LETRAS	(libre)
	Lenguaje	Spanish	Spanish

4.5. Experimentos realizados

La implementación y evaluación del sistema P3writer requiere resolver una serie de aspectos técnicos y metodológicos que son indispensables para la realización de los experimentos que se reportan en la presente tesis. El protocolo experimental que se expone a continuación es el resultado del conjunto de dichas consideraciones.

4.5.1. Protocolo experimental propuesto

En términos generales, el protocolo seguido para todos los experimentos realizados se compone de las siguientes etapas: a) Consideraciones iniciales, las cuales consisten en adquirir todo lo necesario para realizar los experimentos por primera vez, b) Acciones preliminares para la realización del experimento, los cuales son los preparativos que deben realizarse antes de la llegada del usuario c) Realización del experimento, el cual puede consistir de una o más sesiones (conjunto de palabras por generar) y d) Acciones posteriores a la realización del experimento, las cuales están enfocadas a conservar en buen estado la diadema EPOC usada en el experimento. En la Figura 4.5 se muestran las etapas mencionadas.

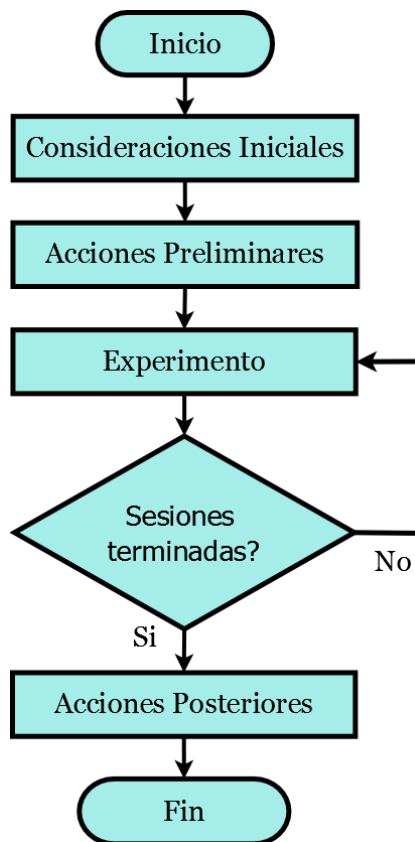


Figura 4.5: Etapas del protocolo experimental.

Consideraciones iniciales

Las siguientes consideraciones iniciales deben ser observadas por el investigador hasta 24 horas antes de la llegada del usuario para la realización del experimento.

- a) Disponer de un lugar acondicionado para poder realizar el experimento, de tal manera que todos los posibles elementos de distracción visuales y auditivos sean reducidos al mínimo, incluidos los teléfonos celulares.
- b) Acordar con el usuario el día y la hora a la que se realizará el experimento. Si se da el caso, indicarle que no debe asistir con niños menores debido a que pueden distraerle fácilmente durante la realización del experimento.
- c) Revisar el funcionamiento de la conexión de video entre el monitor del usuario y la computadora del investigador.
- d) La diadema EPOC debe tener totalmente cargada su batería. En caso contrario debe cargarse con una anticipación de por lo menos con un par de horas.
- e) Tener la plataforma BCI2000 preparada con todos los parámetros de configuración correspondientes.
- f) Tener instalada la aplicación Emotiv EPOC Control Panel, la cual será empleada para revisar el estado de conductividad de los electrodos.
- g) Se considera que la diadema EPOC se encuentra guardada en su caja, igualmente los soportes y sus esponjas deben de estar en su estuche y los electrodos en un contenedor que contenga una bolsita antihumedad de gel de sílice desecante.

Acciones preliminares a la realización del experimento

Los siguientes preparativos deben comenzar a realizarse aproximadamente media hora antes de la llegada del usuario que participará en el experimento. Ver la Figura 4.6 para identificar los componentes de los sensores EEG de la diadema EPOC.

- a) Revisar el estado físico de la diadema EPOC.
- b) Humedecer los soportes-esponjas (sin extraerlas del estuche) con un gotero que contenga solución salina (líquido para lentes de contacto).
- c) Extraer los 16 electrodos de su contenedor para verificar que estén completos.
- d) Insertar cada uno de los electrodos en la parte posterior de su soporte-esponja con su lado cóncavo hacia adentro (tal como se muestra en la Figura 4.6f).
- e) Sujetar la parte desmontable de los sensores EEG (Incisos d, e y f de la Figura 4.6) a la parte fija por medio de un pequeño giro a la derecha hasta sentir que embona. Tener cuidado en esta operación porque las guías del soporte son frágiles y pueden romperse fácilmente.

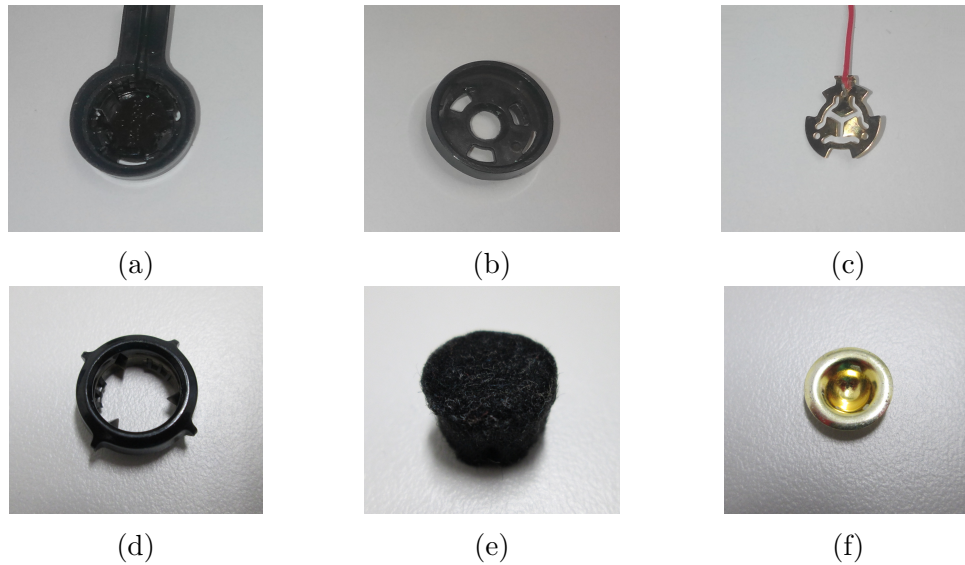


Figura 4.6: Partes de un sensor EEG de EPOC. Parte fija: base (a), sujetador (b) y contacto (c). Parte desmontable: soporte (d), esponja (e) y electrodo (f).

- f) Encender la diadema EPOC y conectar el dongle USB al puerto de la computadora que empleará el investigador.
- g) Emplear la aplicación Emotiv EPOC Control Panel para probar la conexión inalámbrica entre el dongle USB y la diadema EPOC así como para verificar el nivel de carga de la batería.
- h) Ejecutar la plataforma BCI2000.

Realización del experimento

A continuación se mencionan las indicaciones que debe realizar el investigador una vez que haya llegado el usuario para la realización del experimento BCI.

- a) Indicar al usuario que tome asiento en el lugar donde se realizará el experimento. Mencionarle brevemente los objetivos del experimento y el protocolo a seguir.
- b) Pedirle que se tome en una posición relajada y que apague su celular o cualquier dispositivo que pueda distraerlo involuntariamente durante el experimento.
- c) Decirle la importancia de seguir las indicaciones del investigador, como por ejemplo, que no se mueva o hable durante el experimento.
- d) Colocarle la diadema y preguntarle si siente alguna molestia debido a ella.
- e) Conectar el dongle de la diadema EPOC a la computadora del investigador donde se está ejecutando BCI2000.

- f) Usar la aplicación Emotiv EPOC Control Panel para revisar el estado de conductividad de los electrodos. También puede usarse ese mismo software para verificar el estado de la batería.
- g) Ejecutar BCI2000, usar el botón Config para cargar el archivo de parámetros del experimento y seleccionar el botón SetConfig para validar el sistema. Si no aparece ningún problema en la ventana llamada SystemLog entonces proseguir. Es recomendable esperar un par de segundos a que el registro EEG se estabilice después de haber presionado SetConfig.
- h) Indicar al usuario que el experimento está por comenzar y apagar o disminuir la intensidad de la iluminación del cuarto de experimentación.
- i) Realizar la primera corrida presionando el botón Start.
- j) Terminada la primer corrida cambiar los parámetros necesarios para la siguiente.
- k) Antes de iniciar la siguiente corrida preguntar al usuario si se encuentra listo para comenzar.
- l) Realizar las corridas definidas para el experimento en cuestión, siempre prestando atención al hecho de que, si la persona llegase a manifestar algún malestar ligero como dolor de cabeza, vista forzada o estrés debe suspenderse la actividad por unos minutos hasta que esta se recupere.
- m) Una vez terminadas todas las sesiones del experimento, retirar con cuidado la diadema EPOC del usuario.
- n) En caso de ser necesario, pedirle al usuario que conteste algún cuestionario.
- ñ) Agradecerle por su participación voluntaria.

Acciones posteriores a la realización del experimento

A fin de conservar en buen estado los electrodos de la diadema EPOC, estas acciones deben realizarse inmediatamente después que el usuario se haya retirado del lugar. Así mismo, estas acciones pueden evitarse solamente en caso de requerirse otro experimento en el transcurso de la siguiente hora.

- a) Cerrar la plataforma BCI2000 y la aplicación Emotiv EPOC Control Panel.
- b) Apagar la diadema EPOC y desconectar el Dongle USB.
- c) Retirar la parte desmontable de los sensores EEG y extraer los electrodos empujando ligeramente la esponja contra los electrodos a fin de poder liberarlos.
- d) Secar los electrodos totalmente con una tela de fibra natural.
- e) Guardar la diadema y el dongle USB correspondiente en su caja, los soportes-esponja en su estuche y los electrodos en un contenedor que contenga una bolsita antihumedad de gel de sílice desecante.

4.5.2. Experimentos de funcionalidad

Se realizó una serie de 15 experimentos de funcionalidad con el fin de identificar los parámetros más importantes que definen el comportamiento de la implementación speller P300 de BCI2000, así como para explorar algunas técnicas de percepción visual del usuario. Estos experimentos se realizaron en las instalaciones del Laboratorio de Hardware Avanzado de la Facultad de Ingeniería utilizando el equipo mencionado en la Sección 4.1.

Metodología

Para estos experimentos se empleó el estimulador visual de BCI2000 (ver Figura 4.4a) en el modo de trabajo conocido como “copy spelling” (ver Sección 3.1.2) el cual consiste en copiar (palabra por palabra) un texto definido por el investigador en el parámetro TextToSpell, mismo que en este caso fue el empleado por BCI2000: “THE”, “QUICK”, “BROWN” y “FOX”.

Todos los experimentos de funcionalidad se realizaron con la diadema EPOC modificada y las respectivos adaptaciones de software mencionados en la Sección 4.3.1. En los primeros diez experimentos se utilizó el primer prototipo y en los últimos cinco el segundo. Adicionalmente, a partir del experimento seis se empleó la metodología mostrada en la Figura 4.7, así como la aplicación P300classifierGUI para generar la matriz de pesos que fue usada por el clasificador en la sesión de prueba. Por último, en los últimos 10 experimentos realizados se revisaron los parámetros de la aplicación relacionados con la duración de los estímulos y los colores del estimulador.

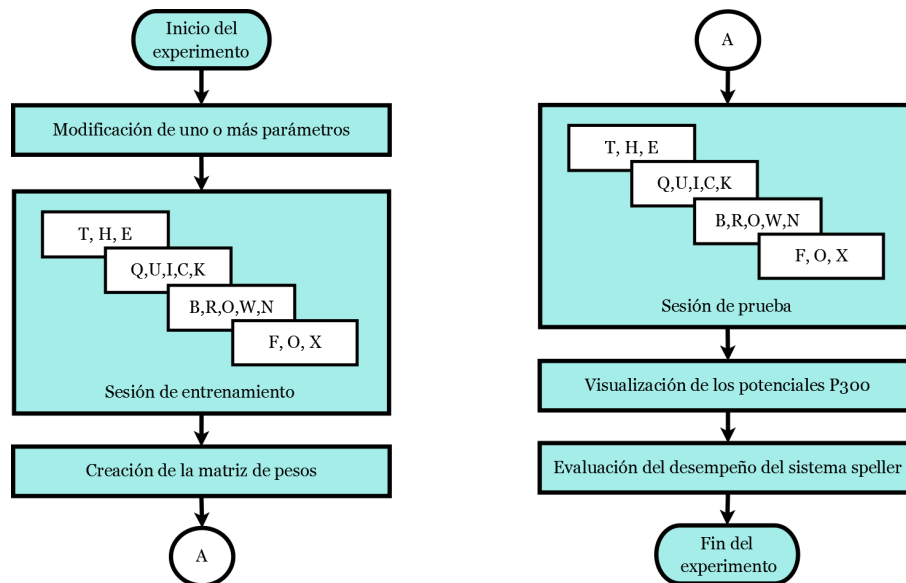


Figura 4.7: Metodología de los experimentos de funcionalidad (sesiones 6 a 15).

CAPÍTULO 4. DESARROLLO DE UNA INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADORA PARA GENERAR TEXTO

Respecto a la exploración de técnicas de percepción visual, en los primeros experimentos se realizó la técnica recomendada del conteo mental de los destellos del carácter deseado, mientras que en los últimos cinco experimentos se exploraron otras técnicas para percibirlos: desde el uso de la vista periférica (no recomendado), hasta concentrarse en el desvanecimiento de los destellos y enfocar la vista exclusivamente al punto central del carácter deseado, entre otras.

En la Tabla 4.3 se muestran los parámetros de configuración que fueron estudiados a lo largo de las quince sesiones experimentales mencionadas anteriormente. Aquellos parámetros que no aparecen en dicha tabla fueron empleados con los valores de default definidos por BCI2000.

Tabla 4.3: Parámetros estudiados en los experimentos de funcionalidad.

Módulo	Función estudiada	Parámetros	Sesiones
Adquisición	Nombres de los canales modificados	ChannelNames	de la 1 a la 15
	Tiempos de compensación de lecturas del ADC de EPOC	AlignChannels, SourceChTimeOffset	de la 6 a la 15
Procesamiento (extractor)	Uso de filtro CAR para mejorar la detección de P300	SpatialFilterType, Spatial Filter	de la 11 a la 15
	Ventanas de captura EEG de valores de entre 400 y 800ms	EpochLength	de la 1 a la 15
	Número de secuencias por analizar para cada símbolo (en la mayoría se emplearon 2)	NumberOfSequences, EpochsToAverage	todas
Procesamiento (clasificador)	Uso de los valores generados por Offline Analysis Tool	ClassifierMatrix	de la 1 a la 5
	Uso de la matriz de pesos generada por P300Classifier GUI	TransmitChList, EpochLength, ClassifierMatrix	de la 4 a la 15
Aplicación	Tiempos de duración de los estímulos	StimulusDuration, ISIMinDuration, ISIMaxDuration	de la 6 a la 15
	Color del texto y color de las intensificaciones	TextColor, IconHighlightFactor	de la 11 a la 15
	Activación del modo de trabajo CopyMode	InterpretMode, DisplayResults, TextToSpell	de la 1 a la 15

4.5.3. Experimentos de desempeño

Se realizaron 10 experimentos de desempeño con una diadema EPOC original y la diadema EPOC modificada (ver Figura 4.8). Para esto fue necesario convocar por separado a 10 voluntarios sanos (8 hombres y 2 mujeres) de diferentes edades de entre 22 y 43 años, dos de los cuales habían participado anteriormente en las pruebas piloto. Además de las diademas EPOC mencionadas, se emplearon los mismos elementos de hardware y software especificados en la Sección 4.1. Estos experimentos se realizaron en un cuarto cerrado que presenta las condiciones idóneas para llevar a cabo este tipo de experimentos en lo referente a que no cuenta con distractores visuales ni auditivos.

Previo a estos experimentos se realizaron unas pruebas piloto con 4 voluntarios a fin de determinar cual de las frecuencias de destello de 3Hz, 5Hz y 7Hz era la optima para realizar los experimentos comparativos. Estas frecuencias se determinan de forma aproximada a partir de los parámetros StimulusDuration, ISIMinDuration y ISIMaxDuration. Aunque se determinó que la frecuencia de destello de 3Hz generaba un mejor rendimiento, para los experimentos comparativos de desempeño se decidió utilizar la frecuencia de 5Hz debido a que la lentitud de los destellos a 3Hz ocasionaba que el experimento durara casi el doble de tiempo, fatigando o aburriendo a la mayoría de los usuarios. Por otra parte, la frecuencia de 7Hz se percibió como muy rápida para todos los usuarios.

Metodología

La Figura 4.9 muestra la metodología empleada en esta serie de experimentos. El primer grupo de 5 usuarios emplearon como primera diadema la EPOC modificada mientras que el segundo grupo tuvieron como primera diadema la EPOC original. En ambas diademas EPOC se empleó el mismo conjunto de electrodos el cual se encontraba en buen estado (sin muestras de corrosión).



Figura 4.8: Diademas EPOC empleadas en los experimentos de desempeño. Versión modificada (izquierda) y versión normal (derecha).

CAPÍTULO 4. DESARROLLO DE UNA INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADORA PARA GENERAR TEXTO

En los experimentos de desempeño se utilizó el sistema P3writer con el estimulador visual de tamaño 6x6 símbolos. La versión de 8x8 símbolos se reserva para futuros experimentos fuera del alcance de esta tesis debido a que su tamaño dificulta que sea usada con una sola sesión de entrenamiento.

En todas las corridas se mostraron 50 símbolos con 30 destellos por símbolo (NumberOfSequences=15), por lo que cada usuario percibió en total 1500 destellos. A excepción de ChannelNames, TextToSpell y los parámetros propios del entrenamiento del clasificador, ninguno de los otros parámetros fueron modificados. La frecuencia de 5Hz se estableció a partir de los siguientes parámetros: StimulusDuration=100ms, ISIMinDuration=90ms y ISIMaxDuration=110ms. En la Tabla 4.3 se indican los parámetros que fueron empleados en estos experimentos.

Durante las sesiones de entrenamiento y de prueba que conformaron el experimento los usuarios realizaron las mismas tareas con ambas diademas. Para las sesiones de entrenamiento se empleó el texto “LAS”, “QUINCE”, “LETRAS”, en tres corridas diferentes, mientras que para las sesiones de prueba se empleó el texto “HOLA MUNDO” en una sola corrida.

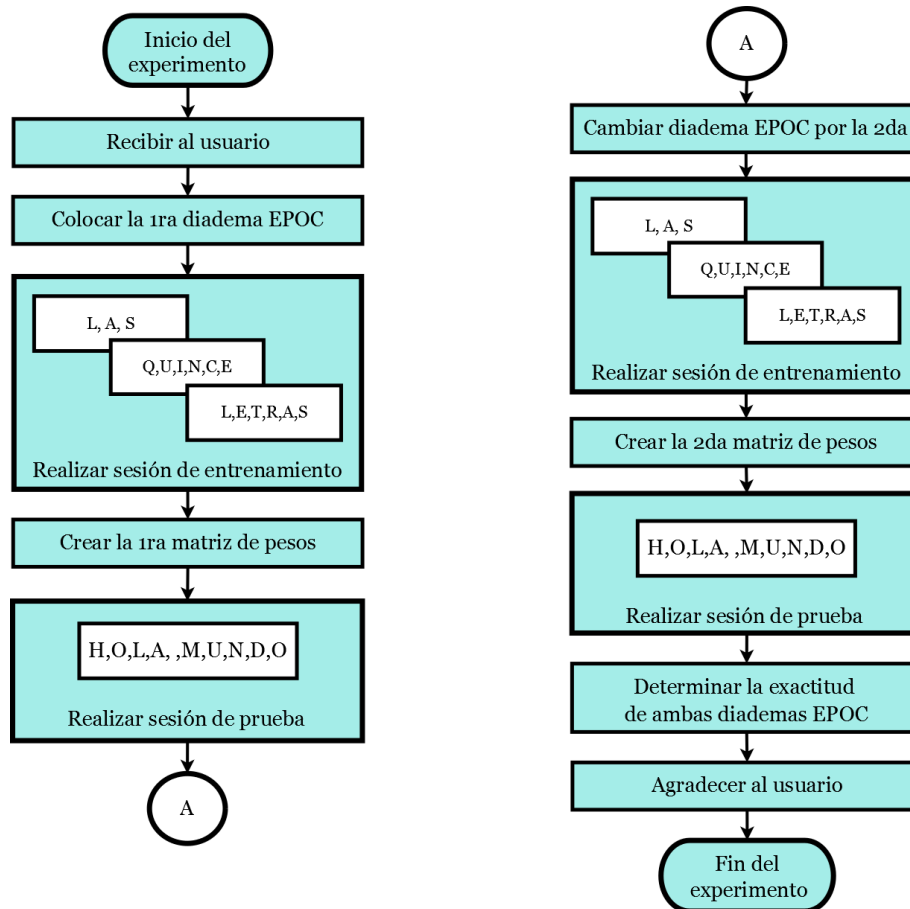


Figura 4.9: Metodología de los experimentos comparativos de desempeño.

4.5. EXPERIMENTOS REALIZADOS

Tabla 4.4: Parámetros principales de los experimentos de desempeño.

Módulo	Función	Parámetros
Adquisición	Nombres de los canales	ChannelNames
Procesamiento (extractor)	Número de secuencias por analizar	NumberOfSequences, EpochsToAverage
Procesamiento (clasificador)	Uso de la matriz de pesos generada por P300Classifier GUI	TransmitChList, EpochLength, ClassifierMatrix
Aplicación	Tiempos de duración de los estímulos Activación del modo de trabajo Copy-Mode	StimulusDuration, ISIMinDuration, ISIMaxDuration InterpretMode, DisplayResults, TextToSpell

Al terminar las sesiones de entrenamiento se empleó la aplicación P300classifierGUI para generar la matriz de pesos a utilizar en la sesión de prueba. Una vez terminada la última sesión de prueba se copiaron los resultados de ambas sesiones de prueba a un archivo Excel para contabilizar los símbolos y los renglones R-C correctos y se le explicó brevemente al usuario los factores subjetivos que podían haber influido en su resultado.

Por último, al final del experimento se le pidió a cada usuario que contestara un cuestionario de usabilidad basado en el Índice de Carga Mental de Trabajo de la NASA (NASA Task Load Index, TLX), mismo que fue comentado en la Sección 3.1.2.

Capítulo 5

Análisis y discusión de resultados

En el presente capítulo se presentan los resultados obtenidos de los experimentos de funcionalidad y de desempeño descritos en el Capítulo 4, lo cual implica el análisis y la discusión de los siguientes temas:

- La corroboración, en ambos experimentos mencionados, de la relación directa que existe entre la aparición de los potenciales P300 y la selección de un símbolo por parte del clasificador del sistema speller.
- En los experimentos de funcionalidad, el estudio de los dos elementos particulares que más influyen en el desempeño general del sistema speller P300: los parámetros de configuración del entorno BCI2000 y el estado mental del usuario.
- La comprobación de la hipótesis de la presente tesis en el sentido de que, en los experimentos de desempeño realizados, la diadema EPOC modificada presenta una eficacia porcentual promedio 3% mayor que la diadema EPOC original.

5.1. Medición de la eficacia en la selección de símbolos, renglones y columnas

En los experimentos de funcionalidad y de desempeño se mide la eficacia porcentual tal como se define en la Sección 3.1.2. Esto permite contabilizar, además del número de símbolos seleccionados correctamente por su respectivo renglón y columna, aquellos casos en los cuales el clasificador solamente acierta un renglón R o una columna C del símbolo deseado por el usuario.

El número total de selecciones en los experimentos de funcionalidad es de 16 símbolos compuestos de 16 renglones y 16 columnas, mientras que en los experimentos de desempeño es de 10 símbolos con el mismo número de renglones y columnas. A partir de estos totales se obtienen las fórmulas de eficacia porcentual de renglones $R(\%)$, columnas $C(\%)$ y símbolos $L(\%)$ que se muestran en la Tabla 5.1.

Tabla 5.1: Indicadores de eficacia porcentual.

Indicador	Significado	Eficacia	Eficacia porcentual
P_R	Eficacia en la selección de renglones	$P_R = \frac{R_{correcto}}{R_{total}}$	$P_R(\%) = P_R \times 100$
P_C	Eficacia en la selección de columnas	$P_C = \frac{C_{correcto}}{C_{total}}$	$P_C(\%) = P_C \times 100$
P_S	Eficacia en la selección de símbolos	$P_S = \frac{S_{correcto}}{S_{total}}$	$P_S(\%) = P_S \times 100$

5.2. Resultados de los experimentos de funcionalidad

Tal como se mencionó en el capítulo anterior, cada experimento de funcionalidad consiste en dos sesiones: la de entrenamiento y la de prueba. Durante estas últimas el usuario intenta generar el texto “THE”, “QUICK”, “BROWN” y “FOX” (ver Sección 4.5.2). El éxito logrado en la generación de dicho texto permite evaluar la eficacia porcentual del sistema speller P300 tanto para símbolos como para columnas y renglones seleccionados correctamente. Los resultados del texto generado en estos experimentos así como su eficacia porcentual se muestra en la Tabla 5.2 y en la Figura 5.1.

Tabla 5.2: Resultados de los experimentos de funcionalidad.

Experi- mento	Texto				Eficacia porcentual		
	THE	QUICK	BROWN	FOX	$P_R(\%)$	$P_C(\%)$	$P_S(\%)$
1	9VJ	2BEIG	NRHRE	FQD	25.00%	25.00%	12.50%
2	3RZ	LJFVR	TA98Q	G3D	6.25%	6.25%	0.00%
3	CDL	XPKHL	M 5KX	YB	12.50%	18.75%	0.00%
4	V3R	MRYUM	6UES	1OC	25.00%	18.75%	6.25%
5	ZGB	8H WW	8BF2I	YG3	12.50%	12.50%	0.00%
6	KTU	DP4PY	WYT5V	JIR	0.00%	18.75%	0.00%
7	3L6	21JHF	BXIRL	5WT	25.00%	25.00%	6.25%
8	69P	C4XQL	5B15C	4EA	6.25%	18.75%	0.00%
9	9HE	3MV9L	N4BX3	RJK	25.00%	37.50%	12.50%
10	UP6	YPDPM	9EQU7	U77	18.75%	6.25%	0.00%
11	GBF	QUU5K	C RWZ	POZ	50.00%	56.25%	31.25%
12	EGE	QUJCI	DROKN	FPX	87.50%	62.50%	56.25%
13	TBQ	QCSCK	MXIQN	FOX	50.00%	87.50%	50.00%
14	ZHE	QXICK	FROQQ	FOX	87.50%	81.25%	68.75%
15	LHE	QUOCK	HRO9R	EOX	75.00%	81.25%	62.50%

5.2.1. Análisis y discusión

En la Figura 5.1 se muestra el desempeño que tuvo el sistema speller P300 a lo largo de los experimentos de funcionalidad. En ella se observa que entre los experimentos 1 y 10, la configuración del sistema speller P300 así como el estado mental del usuario permite una eficacia porcentual promedio de 15.63%, 18.75% y 3.75% para renglones, columnas y símbolos respectivamente. Además, en ella también se observa un incremento de 70.0%, 73.75% y 53.75% en los mismos indicadores de eficacia mencionados anteriormente.

El incremento de eficacia mencionado se debe a los efectos simultáneos de los siguientes elementos:

- a) El tipo de filtro espacial y el segundo prototipo de la diadema EPOC. A partir del experimento 11 se emplea el filtro espacial de referencia promediada (CAR). El uso de dicho filtro permite mejorar la calidad de los potenciales P300 detectados, tal como se muestra en las escalas numéricas de los vectores característicos mostrados en las Figuras 5.3c y 5.3e, donde el uso de este filtro permite que las amplitudes máximas de los potenciales P300 aumenten de $10 \times 10^{-3} \mu V$ a $16 \times 10^{-3} \mu V$ aproximadamente. Además de esto también se emplea a partir del experimento 11 el segundo prototipo de la diadema EPOC modificada, con el cual también se mejora la detección del potencial P300, tal como se muestra en las Figuras 5.3d y 5.3f, en las cuales se muestra una mejor detección de la actividad P300 entre las condiciones de “símbolo seleccionado” y “símbolo no seleccionado”.

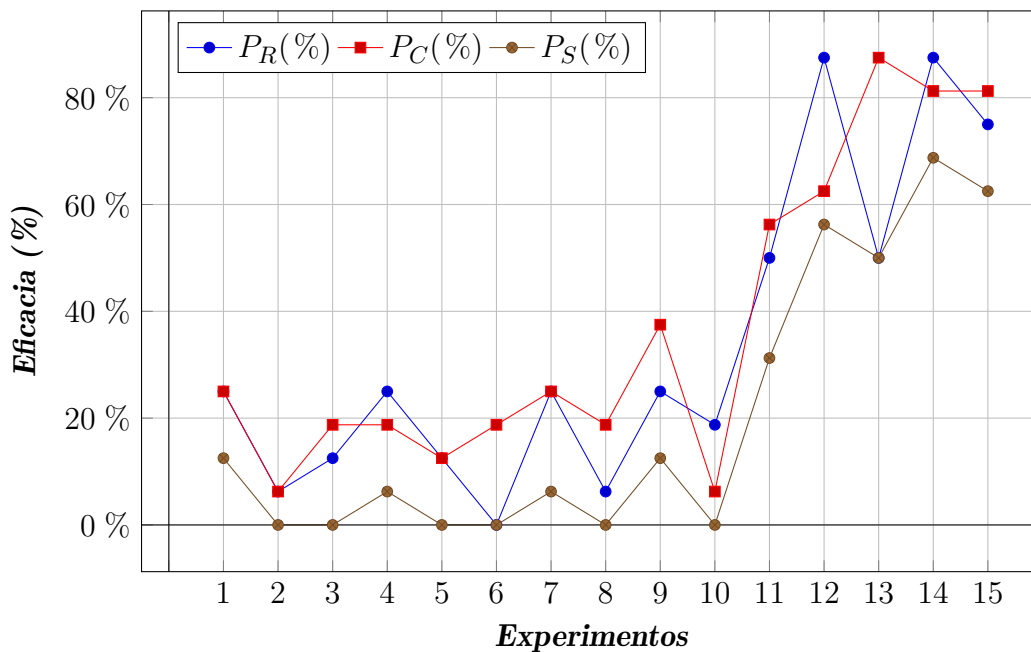


Figura 5.1: Indicadores de eficacia porcentual de los experimentos de funcionalidad.

- b) La frecuencia de los destellos. Durante los primeros 5 experimentos se configuran los parámetros *StimulusDuration*, *ISIMinDuration* y *ISIMaxDuration* para que los destellos se generaran a una frecuencia aproximada de 10.6Hz, mientras que en los experimentos del 6 al 15 esos mismos parámetros se ajustan para reducir la frecuencia de destello a 2.75Hz aproximadamente (ver Figura 5.2).
- c) El número de secuencias por símbolo seleccionado. Esta funcionalidad se controla con los parámetros *NumberOfSequences* y *EpochsToAverage*. Entre los experimentos 1 y 11 estos parámetros tienen un valor de 2, a fin de seleccionar un solo símbolo con 24 destellos de renglón y de columna. Se emplean estos valores para estudiar la influencia de otros parámetros en el desempeño del sistema speller P300 así como para explorar algunas técnicas de percepción visual por parte del usuario. A partir del experimento 12 ambos parámetros se incrementan de 2 a 5 para generar 60 destellos por símbolo.

Al conjunto de parámetros anteriormente mencionados debe incluirse la influencia del usuario. Aunque durante los experimentos se exploraron principalmente las técnicas de percepción visual de conteo de destellos y la técnica de concentración en el desvanecimiento de los destellos, esto no significa que durante los experimentos se descuide el hecho de tratar de mantener siempre un estado mental relajado y atento, ya que es precisamente este estado mental el que se requiere no solo para facilitar la aparición de los potenciales P300 en los momentos adecuados, sino también para evitar la aparición de otro tipo de señales no deseadas conocidas como artefactos (ver Sección 2.4). En particular, el efecto que tiene la aplicación de la técnica de concentración en el desvanecimiento de los destellos puede apreciarse en las Figuras 5.3d y 5.3f, donde puede apreciarse mayor actividad P300 en la región prefrontal, predominantemente en la región del electrodo F4.

En este sentido puede concluirse que, aunque el estado de concentración del usuario es indispensable para que el sistema speller P300 pueda realizar sus funciones, la aplicación de las técnicas de percepción visual por parte del usuario no es suficiente para explicar, por si sola, el incremento de eficacia logrado en estos experimentos.

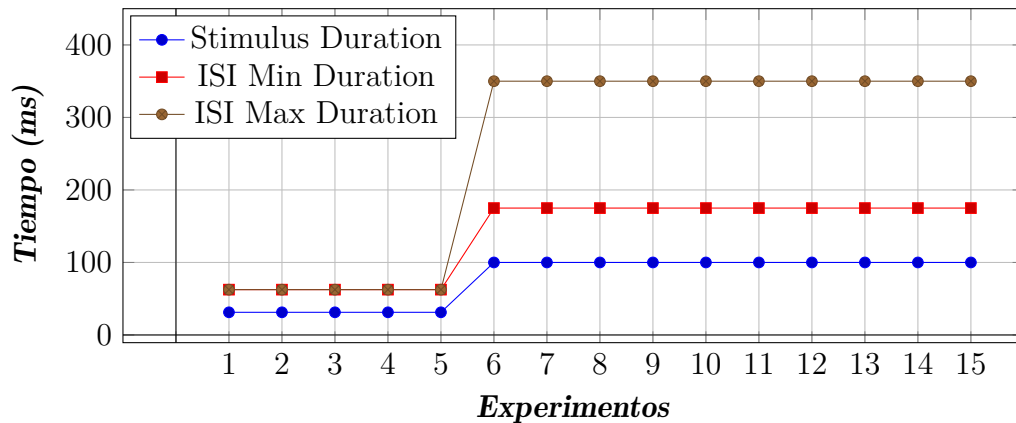
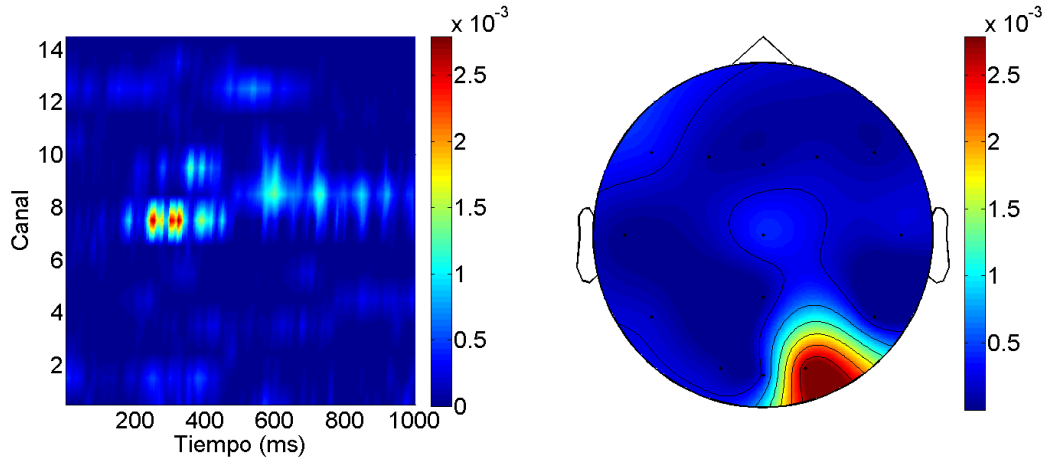
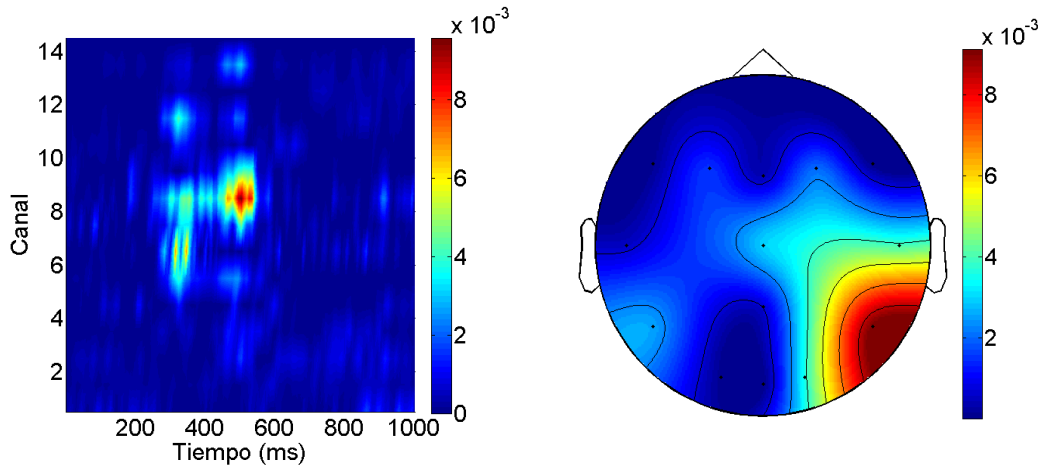


Figura 5.2: Tiempos de estímulo de los 15 experimentos de funcionalidad realizados.



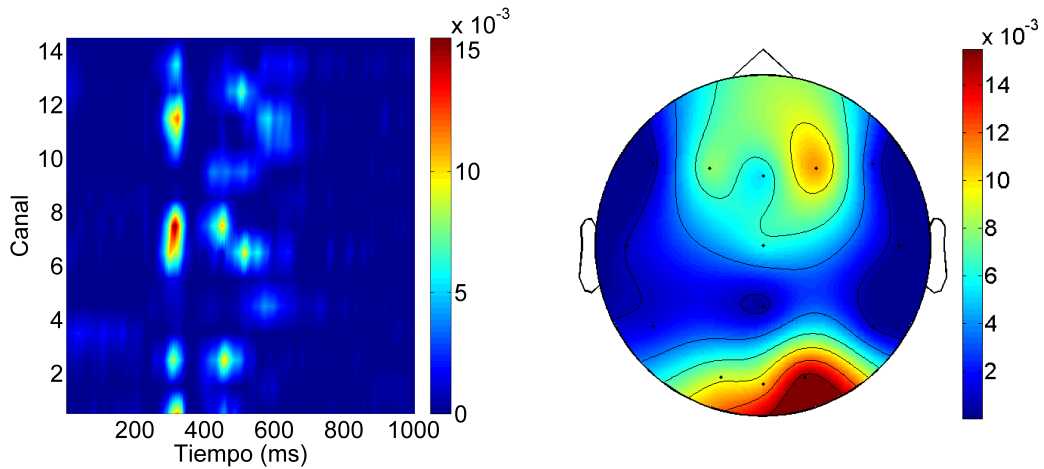
(a) Valores de r^2 de las ventanas de captura EEG.

(b) Comparativa de actividad P300 en un tiempo de 324.2ms.



(c) Valores de r^2 de las ventanas de captura EEG.

(d) Comparativa de actividad P300 en un tiempo de 496.1ms.



(e) Valores de r^2 de las ventanas de captura EEG.

(f) Comparativa de actividad P300 en un tiempo de 316.41ms.

Figura 5.3: Comparativa de los experimentos de funcionalidad. Experimentos del 1 al 5 (a,b). Experimentos del 6 al 10 (c,d). Experimentos del 11 al 15 (e,f).

5.3. Resultados de los experimentos de desempeño

Tal como se describió en la Sección 4.5.3, los experimentos de desempeño permiten conocer si la diadema EPOC modificada presenta un mejor rendimiento que la diadema EPOC original. Para ello se cuenta con la participación de diez usuarios diferentes, donde cada uno de ellos intenta generar el texto “HOLA MUNDO” con ambas diademas EPOC. En todos los casos se evalúa la eficacia porcentual ($P_R(\%)$, $P_C(\%)$ y $P_S(\%)$) del sistema speller P300 y la carga de trabajo mental del usuario. Los resultados obtenidos se presentan en las Tablas 5.3 y 5.4.

Tabla 5.3: Resultados para la diadema EPOC original.

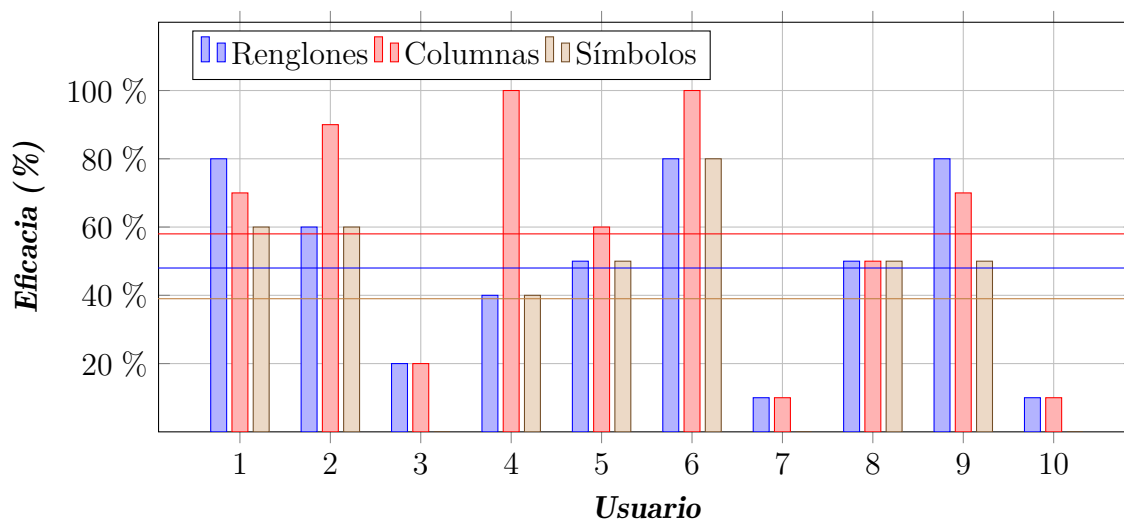
Usuario	Texto generado	Eficacia porcentual		
		$P_R(\%)$	$P_C(\%)$	$P_S(\%)$
1	HOLC MQSDQ	80 %	70 %	60 %
2	HOWD MUNAY	60 %	90 %	60 %
3	U2MDC8VH3Z	20 %	20 %	0 %
4	MJQA MUSQY	40 %	100 %	40 %
5	H1LAMTNDDO	50 %	60 %	50 %
6	HOGA MUNAO	80 %	100 %	80 %
7	ZKCH2OM9VK	10 %	10 %	0 %
8	HOLAMUNAOO	50 %	50 %	50 %
9	GOLGYMUXDN	80 %	70 %	50 %
10	E4ISDFSVMH	10 %	10 %	0 %
	Promedio	48 %	58 %	39 %
	Desviación Est.	27.81 %	34.90 %	28.85 %

Tabla 5.4: Resultados para la diadema EPOC modificada.

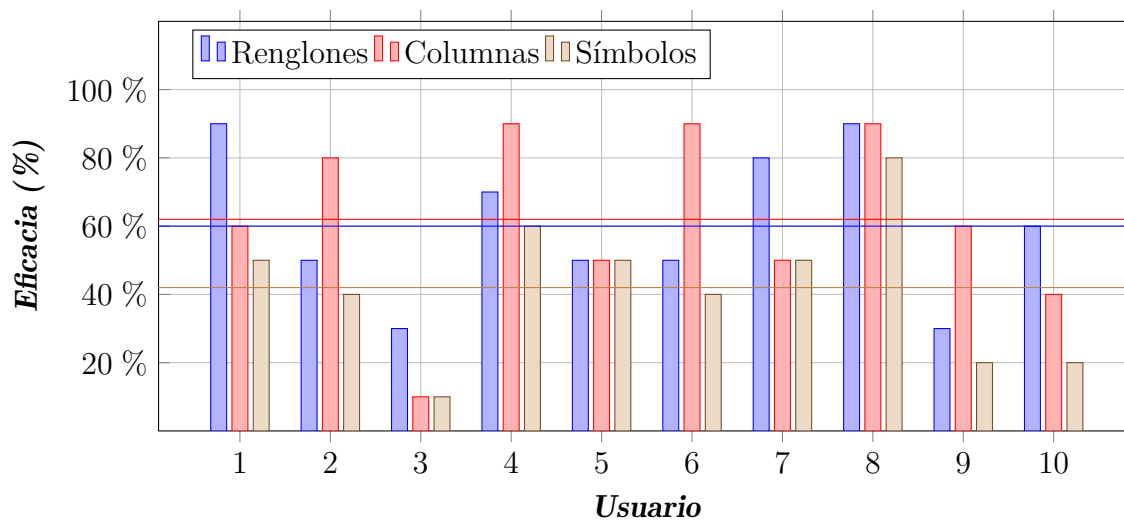
Usuario	Texto generado	Eficacia porcentual		
		$P_R(\%)$	$P_C(\%)$	$P_S(\%)$
1	HYLA PRP6O	90 %	60 %	50 %
2	IJQQ9MUNTO	50 %	80 %	40 %
3	CO7BHUOYNP	30 %	10 %	10 %
4	HOGG MULGO	70 %	90 %	60 %
5	HOLAMSCGOO	50 %	50 %	50 %
6	HTLQXMKSVO	50 %	90 %	40 %
7	HOS3 P7NDM	80 %	50 %	50 %
8	WOLAZMUNDO	90 %	90 %	80 %
9	HODV5R9ZJI	30 %	60 %	20 %
10	HJNC HNMFW	60 %	40 %	20 %
	Promedio	60 %	62 %	42 %
	Desviación Est.	22.11 %	26.16 %	20.98 %

5.3.1. Análisis y discusión

En la Figura 5.4 se muestran los resultados de las Tablas 5.3 y 5.4 para cada una de las diademas EPOC utilizadas en los experimentos. En términos generales, la eficacia de símbolos de todas las sesiones de prueba para ambas diademas es de 40.5 %. Esta eficacia total se debe principalmente a la frecuencia de trabajo establecida (aproximadamente 5Hz), al número de secuencias elegidas (15) para seleccionar un símbolo y al hecho de que 8 de los 10 usuarios participantes tenían nula experiencia respecto al uso de este tipo de sistemas speller P300, mientras que los otros dos solamente la habían empleado un par de ocasiones.



(a) Eficacia de la diadema original. Promedios: $\bar{x}_R = 48\%$, $\bar{x}_C = 48\%$, $\bar{x}_L = 39\%$.



(b) Eficacia de la diadema modificada. Promedios: $\bar{x}_R = 60\%$, $\bar{x}_C = 62\%$, $\bar{x}_L = 42\%$.

Figura 5.4: Gráficas de resultados de la eficacia porcentual lograda en los experimentos de desempeño con ambas diademas EPOC.

El análisis realizado para determinar cual diadema EPOC es más eficaz comienza con lo mostrado en las gráficas de la Figura 5.4. A partir de los resultados obtenidos, si se comparan ambas diademas EPOC respecto a la eficacia que tuvieron para generar el texto de prueba “HOLA MUNDO”, puede observarse que cinco usuarios (casos 3, 4, 7, 8 y 10) obtienen una mejor eficacia porcentual de símbolos $P_S(\%)$ con la diadema EPOC modificada, mientras que un solo usuario (caso 5) obtiene la misma eficacia con ambas. Por otra parte, y analizando los tres indicadores de eficacia en su conjunto, se encuentra que solamente los usuarios 7, 8 y 10 logran un mejor desempeño a favor de la diadema EPOC modificada en términos de todos los indicadores mencionados, mientras que, en contraste, los usuarios 2, 6 y 9 logran un mejor desempeño con la diadema EPOC original. En cuanto al resto de los usuarios (casos 1, 3, 4 y 5), con estos se obtienen resultados mixtos a favor de una diadema EPOC o de la otra.

Aunque en este punto pareciera que ambas diademas EPOC presentan la misma eficacia, existen dos mediciones estadísticas que le dan una ligera pero definitiva ventaja a la diadema EPOC modificada. Estas son el promedio y la desviación estándar de los indicadores porcentuales analizados, los cuales se incluyen al final de las Tablas 5.3 y 5.4. En el caso de los promedios obtenidos, se tiene que la diferencia de eficacias promedio de símbolos fue de 3% a favor de la diadema EPOC modificada, mientras que las diferencias de las eficacias promedio de renglones y columnas fueron de 12% y 4% respectivamente, también a favor de dicha diadema. Por otra parte, la desviación estándar de los resultados de los tres indicadores de eficacia estudiados es menor para la diadema EPOC modificada, lo cual indica que en términos generales el desempeño general de dicha diadema fue más estable.

Estimación de la carga mental de trabajo utilizando el instrumento NASA-TLX

La carga mental de trabajo desarrollada por cada usuario al momento de realizar los experimentos de desempeño se estima por medio de cuestionarios como el que se incluye en el Apéndice C. El cuestionario referido se basa en su mayor parte en un instrumento conocido como Índice de Carga Mental de Trabajo de la NASA (NASA Task Load Index, TLX), mismo que fue mencionado en la Sección 3.1.2. Este instrumento establece un modelo cognitivo que permite estimar la carga mental de trabajo desarrollada por un usuario durante la realización de una tarea específica.

A fin de considerar factores personales, el instrumento NASA-TLX permite al usuario asignar pesos (en el rango de 0 a 5) a cada aspecto mental evaluado por él mismo: Demanda mental, Demanda Física, Demanda temporal, rendimiento, esfuerzo y nivel de frustración. A su vez estos aspectos se evalúan en una escala de 0 a 100 y se multiplican por los pesos definidos anteriormente para obtener la ponderación de cada aspecto mental que, según el modelo cognitivo de este instrumento, interviene en la realización de la tarea en cuestión. Debido a que en los experimentos de desempeño se realiza la misma tarea utilizando dos diademas EPOC distintas, es posible usar los mismos pesos para la tarea desempeñada con cada diadema EPOC.

Los resultados de la aplicación del instrumento NASA-TLX se muestran las Tablas 5.5 y 5.6 para la diadema EPOC original y en las Tablas 5.7 y 5.8 para la diadema EPOC modificada. En ellas se puede observar, tal como era de esperarse, que los usuarios consideran el esfuerzo mental como el aspecto más demandante de todos los aspectos evaluados, llegando incluso a ser identificado con un peso de 5 unidades por poco menos de la mitad de ellos (casos 1, 5, 7 y 8).

En contraparte, los usuarios consideran que la demanda física habría sido el aspecto mental menos importante, ya que a este se le asigna un peso promedio de 1.1 puntos, llegando incluso a ser totalmente desatendido por cinco usuarios (casos 1, 2, 4, 5 y 9), quienes le asignan a este aspecto un peso de cero puntos, lo cual significa que no lo consideran necesario para el funcionamiento del sistema speller P300.

Tabla 5.5: Índice de carga mental de trabajo para la diadema EPOC original.

Usuario	Demanda mental			Demanda física			Demanda temporal		
	Peso	Puntaje	Total	Peso	Puntaje	Total	Peso	Puntaje	Total
1	5	80	400	0	50	0	4	80	320
2	4	85	340	0	5	0	4	70	280
3	1	60	60	4	75	300	4	45	180
4	3	40	120	0	30	0	5	75	375
5	5	95	475	0	10	0	2	80	160
6	2	85	170	3	70	210	2	70	140
7	5	80	400	1	75	75	3	85	255
8	5	80	400	2	25	50	1	25	25
9	3	70	210	0	15	0	3	95	285
10	4	85	340	1	60	60	3	50	150
	Promedio:		291.5	Promedio:		69.5	Promedio:		217

Tabla 5.6: Índice de carga mental de trabajo para la diadema EPOC original.

Usuario	Rendimiento			Esfuerzo			Nivel de frustración		
	Peso	Puntaje	Total	Peso	Puntaje	Total	Peso	Puntaje	Total
1	2	40	80	2	70	140	2	65	130
2	4	70	280	1	65	65	2	20	40
3	2	40	80	3	60	180	1	70	70
4	4	85	340	2	35	70	1	25	25
5	1	70	70	4	80	320	3	65	195
6	3	95	285	3	70	210	2	20	40
7	4	35	140	2	75	150	0	80	0
8	3	65	195	4	70	280	0	5	0
9	5	70	350	3	45	135	1	10	10
10	3	10	30	3	80	240	1	90	90
	Promedio:		185	Promedio:		179	Promedio:		60

5.3. RESULTADOS DE LOS EXPERIMENTOS DE DESEMPEÑO

En cuanto al nivel de frustración reportado por los usuarios, este también se relaciona con el interés que puede mostrar una persona para realizar alguna tarea, ya que un alto nivel de frustración implica que no se cumplieron las expectativas iniciales que plantea un problema a pesar de los esfuerzos realizados. El hecho de que en promedio el nivel de frustración sea el aspecto mental mas bajo de todos los que fueron evaluados puede explicarse por dos posibles razones: las expectativas iniciales del usuario respecto al experimento por realizar son bajas, o existe poco interés o motivación por parte de éste. A este respecto, es mas probable que hubiera ocurrido lo primero, ya que antes de iniciar el experimento los usuarios vieron un video corto sobre el funcionamiento de un sistema speller P300, lo cual pudo haber disminuido sus expectativas iniciales y por lo tanto su nivel de frustración.

Tabla 5.7: Indice de carga mental de trabajo para la diadema EPOC modificada.

Usuario	Demanda mental			Demanda física			Demanda temporal		
	Peso	Puntaje	Total	Peso	Puntaje	Total	Peso	Puntaje	Total
1	5	80	400	0	40	0	4	85	340
2	4	85	340	0	5	0	4	70	280
3	1	45	45	4	70	280	4	65	260
4	3	40	120	0	35	0	5	75	375
5	5	95	475	0	10	0	2	80	160
6	2	70	140	3	90	270	2	80	160
7	5	50	250	1	35	35	3	50	150
8	5	75	375	2	25	50	1	25	25
9	3	70	210	0	15	0	3	95	285
10	4	65	260	1	80	80	3	55	165
	Promedio:		261.5	Promedio:		71.5	Promedio:		220

Tabla 5.8: Indice de carga mental de trabajo para la diadema EPOC modificada.

Usuario	Rendimiento			Esfuerzo			Nivel de frustración		
	Peso	Puntaje	Total	Peso	Puntaje	Total	Peso	Puntaje	Total
1	2	40	80	2	75	150	2	55	110
2	4	70	280	1	75	75	2	30	60
3	2	45	90	3	65	195	1	40	40
4	4	80	320	2	35	70	1	30	30
5	1	75	75	4	85	340	3	60	180
6	3	95	285	3	65	195	2	25	50
7	4	50	200	2	50	100	0	30	0
8	3	75	225	4	70	280	0	5	0
9	5	70	350	3	40	120	1	10	10
10	3	25	75	3	75	225	1	85	85
	Promedio:		198	Promedio:		175	Promedio:		56.5

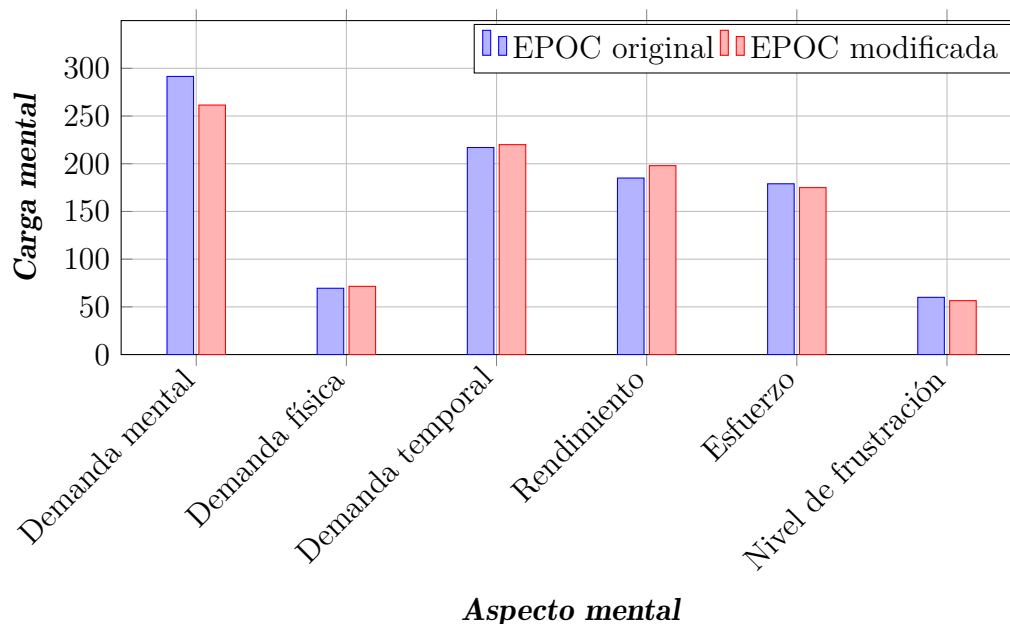


Figura 5.5: Comparativa de la carga mental de trabajo para ambas diademas EPOC.

Preguntas finales del cuestionario de usabilidad

En la parte final del cuestionario de usabilidad se presentaron cuatro preguntas (ver Tabla 5.9) sobre la experiencia de uso de los usuarios en lo que se refiere a los siguientes temas particulares:

- a) Pérdida de la concentración: Todos los usuarios afirman haber llegado a perder el conteo de los destellos ya sea por distracción (casos 2, 3, 5 y 8), por la aparente rapidez de los destellos (casos 4 y 9) y por fatiga visual o cansancio (casos 1 y 6). En este sentido los usuarios 7 y 10 no contestaron claramente dicha pregunta.
- b) Técnicas de concentración. Cinco usuarios reportan haber tratado de usar otra

Tabla 5.9: Preguntas finales del cuestionario de usabilidad

Preguntas	Respuesta afirmativa	Respuesta negativa
¿En algún momento llegaste a perder el conteo de los destellos?	10	0
¿Empleaste alguna otra técnica de concentración además de contar destellos?	5	5
¿Te sirvieron los tonos grises de fondo para ubicar los caracteres?	6	4
¿La diadema EPOC normal fue la mas cómoda?	5	5
¿La diadema EPOC modificada fue la mas cómoda?	5	5

técnica de concentración en algún momento del experimento (casos 2, 6, 7, 8 y 10), ya sea el fijar la vista, concentrarse en el símbolo deseado sin contarlos, tratar de establecer un patrón de destello o usar alguna técnica de mapeo visual.

- c) Facilidad de ubicación de los símbolos. Este punto está relacionado directamente con el estimulador visual de P3writer. Al respecto, seis usuarios (casos 1, 2, 4, 5, 6 y 8) responden que sí les había sido de utilidad.
- d) Comodidad de ambas diademas EPOC. En este sentido, la mitad de los usuarios prefirieron la diadema EPOC original (casos 3, 5, 6, 9 y 10) y la otra mitad optan por la diadema EPOC modificada (casos 1, 2, 4, 7 y 8).

Conclusiones

En el presente trabajo se implementó un sistema BCI generador de texto basado en electroencefalografía superficial. Mejorando la eficacia del mismo mediante modificaciones a una diadema EPOC de bajo costo y adaptaciones al software libre BCI2000 tanto en los parámetros de configuración como en el diseño de la interfaz gráfica. Se realizó la evaluación del sistema implementado, lo cual demostró una mejoría sustancial de la eficacia al compararlo con una diadema EPOC original. Con base en esto se detallan las siguientes conclusiones específicas.

- Se implementó un sistema speller basado en la detección de los potenciales P300. Para esto se revisó la literatura que trata sobre la naturaleza fisiológica de la corteza cerebral y sobre las propiedades de todos los tipos de señales neuronales que son empleadas en dichos sistemas.
- Se realizaron una serie de modificaciones al hardware de la diadema EPOC, así como al firmware correspondiente. Esto como parte de una propuesta para mejorar la detección de los potenciales P300.
- Se propuso un método de mantenimiento preventivo para evitar la presencia de corrosión en los electrodos de las diademas EPOC.
- Se decidió usar la plataforma de software BCI2000 a partir del estudio tanto de su arquitectura como de las principales técnicas de procesamiento de señales que son usadas en dicha plataforma para implementar los sistemas speller P300.
- Se implementó un estimulador visual basado en la plataforma BCI2000 como parte de la implementación del sistema speller P300 que fue propuesto, el cual fue nombrado como P3writer.
- Se propuso una nueva técnica de percepción visual la cual consiste en que el usuario debe concentrarse en poner mayor atención al desvanecimiento de los destellos, sin contar los destellos del símbolo que desea.
- Se observó en los experimentos realizados una mejor presencia de los potenciales P300 en las nuevas posiciones donde fueron colocados los electrodos de la diadema EPOC modificada.
- Se propuso un nuevo criterio para medir la eficacia de un sistema speller P300, el cual consiste en contabilizar no solamente los aciertos de símbolo seleccionado,

sino también los de renglón y los de columna para cada selección correcta o incorrecta que haya sido realizada. Esto con la finalidad de informar al usuario de sus avances parciales de tal forma que se reduzca el nivel de frustración que puede tener por los experimentos.

- Se realizó una serie de experimentos de funcionalidad a fin de conocer de forma experimental el funcionamiento de la aplicación speller de BCI2000 a partir del estudio práctico de todos sus parámetros de configuración.
- Se realizó una serie de experimentos de desempeño con dos diademas EPOC, la interfaz P3writer y diez usuarios distintos a fin comprobar si las modificaciones de hardware realizadas a una de las diademas EPOC habían mejorado su eficacia. Los resultados de estos experimentos muestran que la diadema EPOC modificada superó a la diadema original en 3% para eficacia de símbolos, 12% para eficacia de renglones y 4% para eficacia de columnas.

Trabajo a futuro

Aunque la presente tesis cumplió con los objetivos planteados, hay una serie de aspectos sobre el trabajo reportado en la misma que tienen el potencial de proyectarse como trabajo a futuro. Entre ellos destacan los siguientes:

- Desarrollar un software que permita visualizar simultáneamente dos o más archivos de parámetros de BCI2000 a fin de poder ser comparados.
- Mejorar la eficacia del sistema speller P300 estudiado por medio del uso de otros tipos de módulos tanto de procesamiento como de clasificación.
- Realizar una serie de experimentos en los cuales los usuarios participen en un número mayor de sesiones a fin de concretar los resultados alcanzados en los experimentos de desempeño realizados en la presente tesis.
- Desarrollar el estimulador visual del sistema P3writer de tamaño de 8x8 símbolos y en versión a color, así como realizar los experimentos correspondientes para evaluar su rendimiento.
- Incluir en el protocolo experimental una prueba psicológica que permita evaluar los aspectos cuantitativos y cualitativos mas relevantes de la inteligencia de los usuarios a fin de realizar los futuros experimentos con un solo tipo de usuario.
- Realizar una serie de adaptaciones al software de BCI2000 para que pueda ser compilado y ejecutado en tarjetas programables como Raspberry.
- Desarrollar un hardware de adquisición de señales EEG que sustituya a la diadema EPOC y que esté diseñado específicamente para aplicaciones BCI. Esto incluye también el desarrollo del firmware correspondiente.

Apéndice

Apéndice A

La diadema EPOC de Emotiv

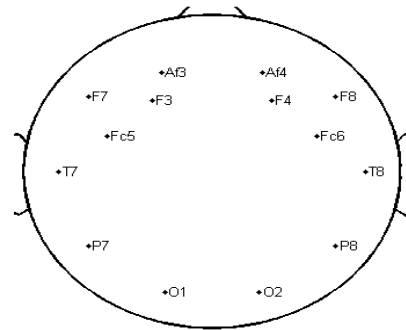
Descripción

La diadema EPOC es un dispositivo multicanal de adquisición de señales EEG basado en el sistema 10-20 y cuyas principales características son su alta resolución, su portabilidad y su bajo consumo de energía. Está diseñado principalmente para la investigación y desarrollo de sistemas de realidad virtual y de cómputo afectivo por medio del procesamiento de señales EEG (ver Figura A.1).

Esta diadema consta de 16 electrodos removibles (14 canales EEG y 2 de referencia) chapeados en oro, cada uno de ellos posee una esponja de propiedades conductivas. Dichas esponjas deben humedecerse en una solución salina antes de que se coloque la diadema en el usuario. Así mismo, los electrodos deben secarse completamente de forma individual y mantenerse separados de las esponjas antes de guardarse en su estuche, a fin de evitar el deterioro debido a la corrosión. Respecto a la carga de la baterías, Emotiv indica que una batería totalmente descargada requiere 6 horas para cargarse al 100%. Las especificaciones generales de la diadema EPOC se mencionan en la Tabla A.1.



(a)



(b)

Figura A.1: Diadema EPOC de la empresa Emotiv: a) Diadema. b) Nomenclatura del sistema 10-20 de los electrodos empleados.

Tabla A.1: Especificaciones generales de la diadema EPOC.

Característica	Notas
Número de canales	14 más las referencias CMS/DRL de P3 y P4.
Nombres de los canales (según el sistema 10-20)	AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4.
Tipos de electrodos	Húmedos en solución salina.
Método de muestreo	Secuencial (un solo ADC).
Frecuencia de muestreo	128 muestras por segundo (2048Hz internos).
Resolución	14 bits, LSB = $0.51\mu\text{V}$ (ADC de 16 bits con 2 bits descartados debido al ruido instrumental).
Respuesta en frecuencia	de 0.2 a 45Hz con filtros de rechazo de banda en 50Hz y 60Hz.
Filtrado	Filtro digital interno de 5to orden.
Rango dinámico	$8400\mu\text{V}$.
Modo de acoplamiento	Acoplamiento en Corriente Alterna.
Conectividad	Protocolo propietario a 2.4GHz.
Batería	Polímero de Litio
Vida estimada de la batería	12 horas de duración continua.
Calidad de la conductividad	Método en tiempo real (patentado).
Otros	Giroscopio e indicador de nivel de la batería.

Los requerimientos mínimos que debe poseer un equipo de cómputo para emplear este dispositivo son los siguientes:

- Procesador Intel Pentium 4 a 2.4 GHz o superior.
- Microsoft Windows XP con Service Pack 2, Microsoft Windows Vista o Microsoft Windows 7.
- 1GB de memoria RAM.
- 50MB de espacio disponible en disco duro.
- Al menos un puerto USB 2.0 para la conexión del dongle (dispositivo de conexión inalámbrica con la diadema) de la diadema.

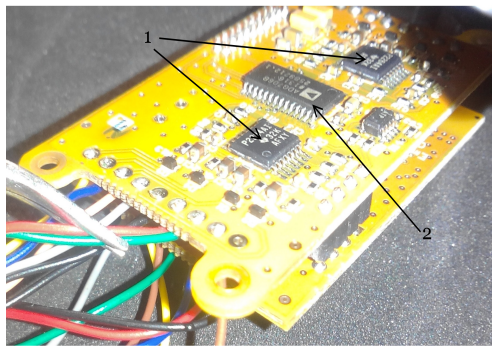
Además de lo anterior es necesario indicar lo siguiente:

- Sobre el dongle, este solo puede ser usado en la computadora de pruebas (Dell XPS L502X) con un cable de extensión USB (de macho a hembra tipo A).
- Sobre el material plástico con el que está construída la diadema EPOC, al cabo de aproximadamente 3 años este material comenzó a fracturarse cada vez que era usado, por lo que fue necesario construir un soporte rígido (ver Sección 4.3.1).

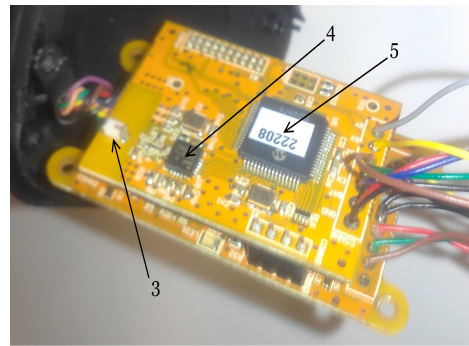
El hardware de la diadema EPOC

A fin de conocer la técnica de adquisición de señales de la diadema EPOC se realizó una inspección visual de los componentes electrónicos que la componen, siendo los más importantes los que se muestran en la Figura A.2. El multiplexor analógico encontrado nos permite afirmar que en la diadema EPOC se implementa la técnica conocida como muestreo secuencial. Esta técnica emplea un solo circuito convertidor analógico-digital (ADC) para todos los canales EEG, por lo que las muestras de las señales de cada canal no son obtenidas de forma simultánea, sino con una pequeña diferencia de tiempo (del orden de microsegundos). La inspección visual de los componentes electrónicos de hardware realizado a la diadema EPOC permitió confirmar que esta diferencia es de $35\mu s$.

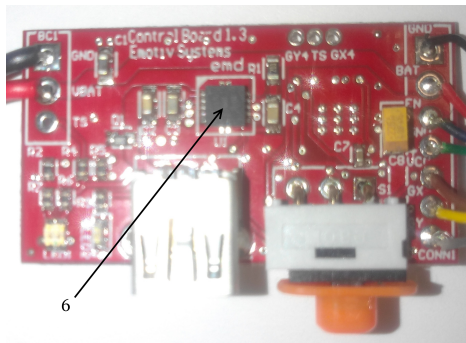
Otra de las características interesantes que se verificaron respecto a este hardware es que los amplificadores operacionales encontrados están implementados como preamplificadores y sus salidas van directamente al ADC del microcontrolador por medio del multiplexor, lo cual significa que no existen filtros activos implementados en hardware.



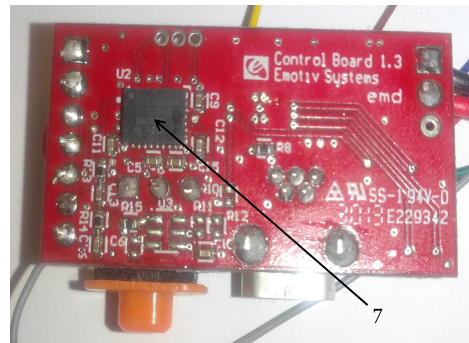
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura A.2: Principales componentes de hardware de la diadema EPOC:
 1)amplificadores operacionales, 2)multiplexor analógico, 3)antena de 2.4GHz,
 4)transceptor para comunicaciones inalámbricas, 5)microcontrolador, 6)cargador de
 batería, 7)controlador USB.

Software oficial de Emotiv

La empresa Emotiv complementa la diadema EPOC varias herramientas de software propietario, entre las cuales destacan los siguientes:

1. Emotiv Control Panel. Software que permite el monitoreo de la diadema en tiempo real con motivos de demostración y experimentación. Posee las siguientes funcionalidades:
 - a) Estado de operación. Permite monitorear la calidad de la señal inalámbrica, el estado de la batería de la diadema y el estado de la conductividad de los electrodos. En ella se muestra una imagen con la posición de los electrodos de la diadema EPOC, los cuales muestran alguno de los siguientes colores dependiendo de la conductividad que presentan (ver Figura A.3):
 - Negro. Sin señal.
 - Rojo. Señal muy pobre.
 - Naranja. Señal pobre.
 - Amarillo. Señal aceptable.
 - Verde. Señal buena.
 - b) Expressiv Suite. Demostración del reconocimiento de expresiones faciales.
 - c) Affectiv Suite. Demostración del reconocimiento de estados afectivos.
 - d) Cognitiv Suite. Demostración del reconocimiento de estados cognitivos. Esta suite en particular requiere de un entrenamiento previo.
 - e) Mouse emulator. Demostración del uso del giroscopio integrado para registrar movimientos de la cabeza.

Cabe mencionar que, a diferencia la función de monitoreo de conductividad, las funcionalidades Expressiv, Affectiv y Cognitiv dejaron de ser funcionales cuando se modificó la posición de los electrodos de la diadema EPOC.

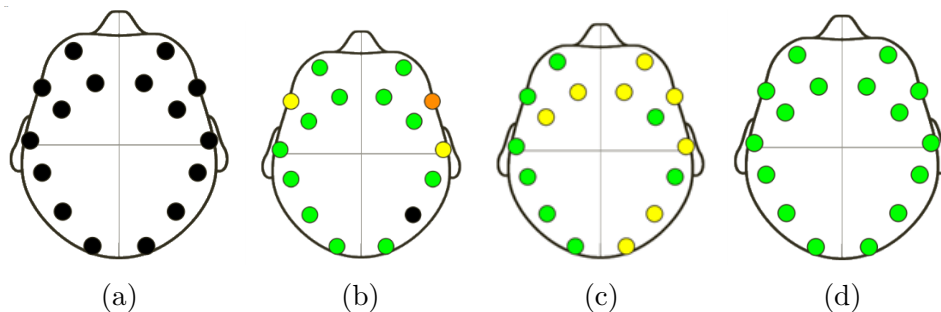


Figura A.3: Monitoreo de la conductividad de los electrodos. a) Estado de desconexión o no contacto de los electrodos de referencia. b,c) Falta de solución salina o de reacomodo de electrodos. d) Situación óptima de conductividad.

2. Emotiv Testbench. Aunque esta aplicación es similar a Emotiv Control Panel, una de las principales diferencias consiste en que Testbench permite la visualización en tiempo real del registro EEG generado por la diadema, además de la visualización de los espectros de frecuencia obtenidos por diferentes técnicas de ventaneo de FFT (transformada de Fourier). Además permite guardar la información generada bajo un registro de usuario (ver Figura A.4).
3. Emotiv Research Edition SDK (Xavier SDK). Este es un software de desarrollo escrito en ANSI C que consiste de una API (interfaz de programación de aplicación) que está declarada en tres archivos de encabezado (edk.h, EmoStateDLL.h y edkErrorCode.h) e implementada en dos bibliotecas de enlace dinámico (edk.dll y edk_utils.dll). De esta forma puede desarrollarse una aplicación en C o C++ usando el archivo edk.h vinculado con edk.dll.

Cabe mencionar que el principal motivo por el que se decidió no utilizar la herramienta de desarrollo Xavier SDK, es que no permite el uso de su código fuente ni la manipulación directa de las señales EEG originales, caso contrario al de la plataforma BCI2000.

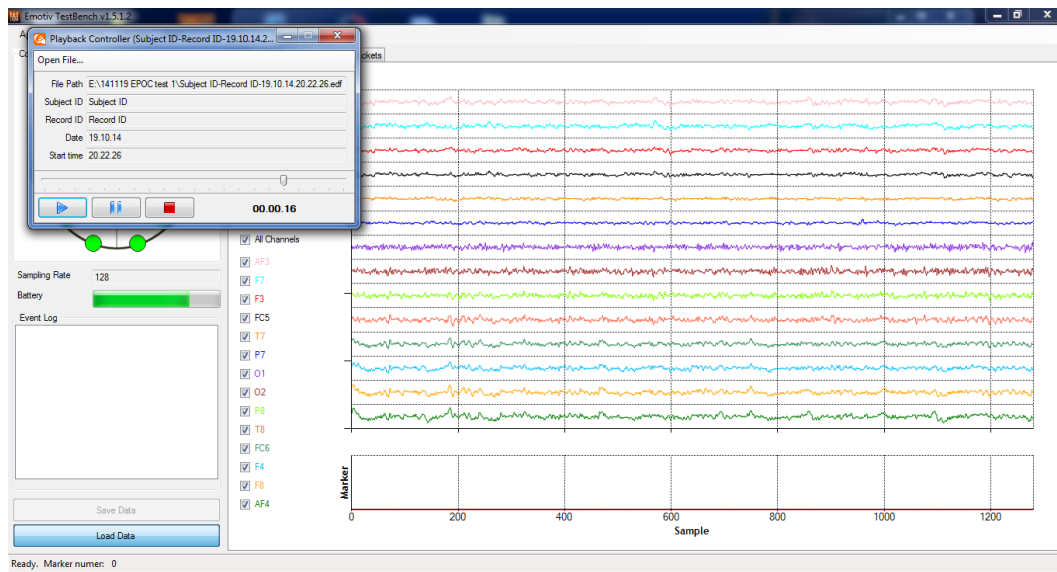


Figura A.4: Grabación del registro EEG con la aplicación Emotiv Testbench.

Apéndice B

Consideraciones sobre BCI2000

En la actualidad existe una serie de herramientas de software diseñadas específicamente para desarrollar sistemas BCI [11]. Una de ellas es la plataforma llamada BCI2000, la cual ha sido desarrollada desde el año 2000 principalmente entre el centro Wadsworth de Albany, Nueva York, y el instituto de Psicología médica de la Universidad de Tübingen, Alemania. Esta plataforma permite realizar desde experimentos relacionados con neurociencias hasta implementaciones de sistemas BCI, por lo que actualmente es usado en mas de 350 laboratorios alrededor del mundo [53].

Descripción

La plataforma BCI2000 presenta las siguientes características [64]:

- a) Modelo común. BCI2000 está basado en un modelo similar al marco de referencia de Mason y Birch [51, 50]. Consta de cuatro módulos, a saber, a) módulo de adquisición de datos (o módulo fuente), b) módulo de procesamiento de señales, c) módulo de aplicación y d) módulo operador (ver Figura B.1), los cuales se componen a su vez de una serie de submódulos conectados en cadena.

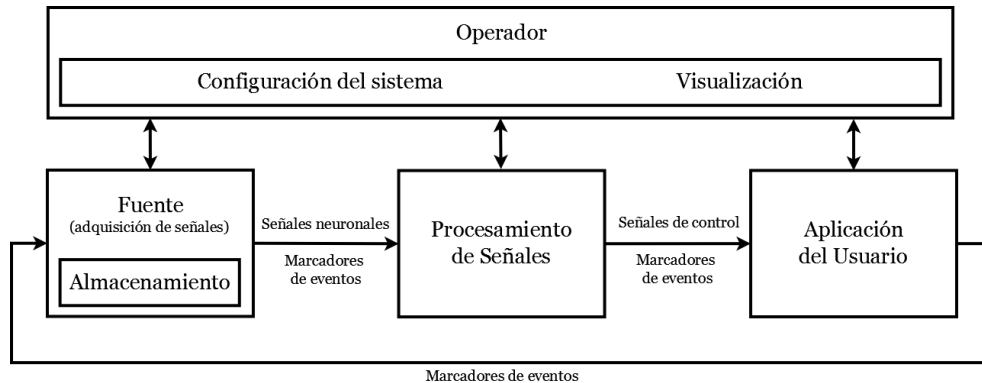


Figura B.1: Diseño modular de BCI2000 basado en la arquitectura de Mason y Birch [65].

-
- b) Escalabilidad. Ninguno de los módulos mencionados ni sus respectivos protocolos de comunicación imponen restricciones en los parámetros de configuración más relevantes de BCI2000: número de canales EEG, sampleo EEG, la complejidad del procesamiento de señales, el número de señales que pueden controlar el dispositivo de salida, etc.
 - c) Capacidad de tiempo real. BCI2000 ha sido diseñado para responder con una salida apropiada dentro de un corto periodo de tiempo (del orden de los milisegundos) y con una variación de retardo de paquetes (jitter) mínima.
 - d) Análisis fuera de línea. En BCI2000, todos los eventos, parámetros y datos EEG de un experimento BCI son almacenados para que, en caso de que sea necesario, sean analizados después de haber terminado dicho experimento, lo cual se conoce como análisis fuera de línea (del inglés “offline analysis”).
 - e) Practicidad. BCI2000 fue diseñado para ser usado por investigadores que no sean expertos en programación, además de que permite utilizar hardware relativamente económico y disponible en el mercado.
 - f) Disponibilidad. Existen tres versiones de BCI2000: a) la distribución ejecutable, b) la distribución de código fuente “típica” y c) la distribución de código fuente “extendida”. La documentación correspondiente de todas las versiones se encuentra disponible bajo licencia GPL en la página de BCI2000 (http://www.bci2000.org/wiki/index.php/Main_Page).

Proceso de instalación y compilación

En la presente tesis se utilizó la distribución de BCI “extendida”. La Tabla B.1 muestra el software necesario para compilar BCI2000 versión 3.0.5 (Julio del 2012) en Windows 7. Aunque en la página http://www.bci2000.org/wiki/index.php/Programming_Howto:Quickstart_Guide#All_Operating_Systems se detalla el proceso de instalación, a continuación se describe brevemente el proceso de compilación realizado en esta investigación para aclarar algunos puntos importantes que no se incluyen en dicha página:

- Se descargan e instalan todos los software prerequisite de la Tabla B.1, siendo indispensable verificar que las versiones de cada uno de ellos sean los mismos que se indican y que sus rutas estén definidas en la variable de sistema PATH (excepto Visual Studio 2010).
- En la página <http://www.bci2000.org/GPL/userform.php>, se crea una cuenta de usuario.
- Para poder descargar cualquiera de las distribuciones de código fuente se requiere acceder con el nombre de usuario y contraseña definidos anteriormente. La distribución de código fuente típica (la más actualizada) se descarga por medio del cliente de repositorio Tortoise SVN.

Tabla B.1: Software de prerequisite para instalar BCI2000 versión 3.0.5.

Programa	Nombre	Versión	Ruta
Cliente para repositorio de BCI2000	Tortoise SVN	1.8	C:\Program Files\TortoiseSVN\bin
Herramienta para el control del proceso de compilación	Cmake	2.8.3	C:\Program Files (x86)\CMake 2.8\bin
Implementación de compiladores GCC para Win32	MinGW	4.8.2	C:\mingw-w64\mingw64\bin
Entorno de desarrollo de aplicaciones	Visual Studio	2010 SP1	C:\Program Files (x86)\Microsoft Visual Studio 10.0\Common7\IDE\devenv.exe
Biblioteca para desarrollo de interfaces gráficas de usuario	Qt	4.8.6	C:\Qt\4.8.6\bin

- Una vez descargada la distribución, se revisa en el directorio `\BCI2000\build` los macros de Cmake que permiten hasta 7 distintas combinaciones de sistemas operativos, compiladores e IDE's disponibles para compilar. En este caso se compiló BCI2000 por medio del macro **Make VS10 Project Files.bat** para utilizar Cmake, MinGW y Visual Studio 2010 en Windows 7.
- Antes de ejecutar el macro es necesario indicarle a Cmake como se compilará Qt, ya que BCI2000 lo maneja de dos formas: a) con una versión de Qt incluida dentro de BCI2000 o b) con una versión instalada de forma externa. En este caso solamente pudo instalarse la versión externa de Qt, para lo cual se requirió modificar la condición de la línea 10 del macro `\BCI2000\build\cmake\FindQt.cmake`, así como utilizar el ejecutable llamado *qt-opensource-windows-x86-vs2010-4.8.6.exe*. Se probaron otro tipo de ejecutables similares (incluso de la misma versión 4.8.6) pero solamente se tuvo éxito con el que se menciona.
- Los macros mencionados preguntan al arrancar una serie de opciones de compilación. Al arrancar **Make VS10 Project Files.bat** solamente se contestaron afirmativamente las siguientes opciones: “Use SSE2 instructions”, “Build contrib modules” y “Do you want to use any contributed framework extensions”.
- Si al terminar el macro no se generaron errores de Cmake, se crea el archivo `\BCI2000\build\BCI2000.sln`. Este se abre en VisualStudio 2010 Professional y se compila con la opción “build all” (tecla F7).
- Si la compilación en Visual Studio 2010 es correcta, al final del proceso de compilación se mostrará un mensaje similar al siguiente:

119> *Compilación correcta.*

120> *— Operación Generar omitida: proyecto: PACKAGE, configuración: Debug Win32 —*

=== Generar: 119 correctos, 0 incorrectos, 0 actualizados, 1 omitidos ===

- Se puede probar el funcionamiento correcto de BCI2000 mediante la ejecución del macro `\BCI2000\build\buildutils\tests\TestExecutables.bat`, el cual ejecuta de forma secuencial una simulación de los experimentos llamados CursorTask, P3Speller y StimulusPresentation.

Estructura de directorios de BCI2000

La compilación completa de BCI2000 genera los archivos ejecutables necesarios para experimentar con diferentes tipos de tecnologías empleadas en los sistemas BCI. Estos ejecutables, junto con otras herramientas informáticas, se encuentran organizados en los siguientes directorios de la carpeta principal `\BCI2000`:

- a) `\batch`. Contiene los scripts para arrancar diferentes tipos de experimentos o demostraciones BCI.
- b) `\build`. Este directorio contiene todos los archivos relacionados con el proceso de compilación de BCI2000.
- c) `\data`. Almacena todos los archivos `*.dat` generados por los experimentos BCI, los cuales están en un formato exclusivo de BCI2000. También contiene los archivos de datos que se emplean en los tutoriales.
- d) `\doc`. Contiene toda la documentación relacionada con la descripción y el funcionamiento de BCI2000, la misma que puede ser vista en la página http://www.bci2000.org/wiki/index.php/Main_Page.
- e) `\parms`. Almacena todos los archivos `*.prm` los cuales son empleados para configurar un experimento BCI.
- f) `\prog`. Contiene los ejecutables de los módulos de operación y de las herramientas offline de BCI2000. En el caso de las distribuciones típica y extendida, estos son los ejecutables que se obtuvieron del proceso de compilación. Esta carpeta también contiene archivos de parámetros empleados en algunos tutoriales.
- g) `\src`. Contiene el código fuente de toda la solución BCI2000.sln compilada. En ella la subcarpeta `\core` contiene el código fuente oficial de BCI2000 mientras que la subcarpeta `\contro` contiene los submódulos contribuidos.
- h) `\tools`. Contiene diferentes herramientas de para la representación y análisis de datos EEG, además de tener un amplio soporte para MATLAB. Entre dichas herramientas destacan las aplicaciones `\BCI2000Viewer.exe` para visualizar los archivos `*.dat` y `\P300Classifier\P300Classifier.exe` para realizar el análisis offline del clasificador P300.

Módulos empleados para estudiar el potencial P300

La plataforma BCI2000 está constituida por un conjunto de módulos (fuente, procesamiento y aplicación) que realizan funciones específicas a partir de una serie de parámetros definidos, según se describe ampliamente en [65].

El orden de los módulos empleados por BCI2000 para implementar la aplicación speller P300 clásica es el siguiente:

- a) Módulo fuente: Los filtros pertenecientes a este módulo son SourceFilter.cpp, DataIOFilter.cpp, AlignmentFilter.cpp, TransmissionFilter.cpp. Estos son comunes a todos los experimentos BCI y su código se encuentra en el directorio `\BCI2000\src\shared\modules\signalsource`.
- b) Módulo de procesamiento: BCI2000 ofrece hasta 23 tipos diferentes de filtros para este módulo. Estos se encuentran ubicados en el directorio `\BCI2000\src\shared\modules\signalprocessing`. En el caso de los sistemas speller P300, los filtros empleados son SpatialFilter.cpp, P3TemporalFilter.cpp y LinearClassifier.cpp.
- c) Módulo de aplicación: Este módulo consiste solamente en el submódulo llamado P3SpellerTask.cpp, mismo que se encuentra ubicado en el directorio `\BCI2000\src\shared\modules\application`.

Submódulos contribuidos

Los submódulos contribuidos son, como su nombre lo indica, contribuciones no oficiales de software que son realizadas por los usuarios para complementar algunas funcionalidades de BCI2000, por lo que no forman parte de la distribución de código fuente típica, sino de una distribución “extendida” de BCI2000, la cual puede descargarse desde <http://bci2000.org/downloads/bin/BCI2000Contrib.exe>.

Estos submódulos se encuentran en el directorio `\BCI2000\src\contrib`

Los principales tipos de módulos fuente contribuidos son los siguientes:

- a) ADCs. Controladores para dispositivos de adquisición EEG de diversas empresas, entre las que se encuentran Biosemi, gTec, Blackrock Microsystems, Emotiv, National Instruments, etc.
- b) Aplicaciones. Módulos de aplicación y de interoperabilidad con otro tipo de software adicionales a los que ofrece la plataforma BCI2000, como por ejemplo Python, Matlab y .NET.
- c) Extensiones. Estos son controladores de dispositivos de entrada que se agregan al módulo fuente, a fin de que sus señales sean registradas junto con las señales EEG. Algunos dispositivos son cámaras web (para seguimiento de la mirada), guantes virtuales, controles Wii, etc.

Estados de operación

Los módulos de BCI2000 se encuentran implementados en forma de cuatro aplicaciones ejecutables que se comunican entre sí mediante un protocolo de mensajes sobre UDP. El módulo operador es el responsable de configurar y de coordinar el funcionamiento de los otros módulos a partir de una serie de parámetros que define el investigador. Para lograr esto, cualquier experimento en BCI2000 se ejecuta en una serie de estados de operación que se describen a continuación (ver Figura B.3):

- a) Puesta en marcha: En este estado se arrancan los módulos comenzando por el operador, a fin de que este pueda conectarse con los otros módulos y conozca el tipo de parámetros que estos pueden aceptar. Posteriormente, el módulo fuente se conecta al módulo de procesamiento y este a su vez al módulo de aplicación.

El investigador puede poner en marcha el sistema ya sea mediante la ejecución de alguno de los scripts de arranque (los cuales están definidos para un tipo de experimento en particular) ó mediante el uso de la aplicación llamada BCI2000Launcher (\BCI2000\prog\BCI2000Launcher.exe). A modo de demostración, los scripts que terminan en “SignalGenerator.bat” pueden ejecutarse sin requerir ningún tipo de hardware. Una vez realizado cualquier método aparece la ventana del operador como la que se muestra en la Figura B.2. Existe una demostración de BCI2000 para los sistemas speller P300 ejecutada por el script P3Speller_SignalGenerator.bat

- b) Inicialización del sistema: Esta etapa consta a su vez de tres subetapas (fases):
- Fase de información. En este estado el investigador ingresa los parámetros de cada módulo por medio del botón “Config” de la interfaz del operador (Figura B.2). Esta información puede cargarse ó guardarse por medio de los archivos de parámetros almacenados en el directorio \BCI2000\parms. En el caso de la demostración speller P300, el archivo de parámetros empleado para realizar una prueba de copiado de texto (copy spelling) es \BCI2000\parms\examples\P3Speller_CopySpelling.prm.
 - Fase de prevuelo. Este estado se inicia activando el botón “Set Config”. En ella cada uno de los módulos evalúa los parámetros recibidos. Si alguno de ellos es erróneo entonces el módulo operador notifica al investigador.

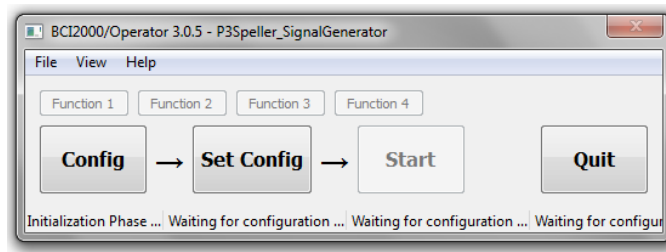


Figura B.2: Ventana principal de BCI2000 (interfaz del módulo operador).

- Fase de inicialización. Si todos los parámetros son correctos, cada uno de los módulos se inicializa y se activa el botón de “Start”, además de abrirse las ventanas requeridas por el del experimento BCI2000 a realizar.
- c) Sistema en suspensión: En este estado BCI2000 se encuentra en espera de que el investigador comience con el experimento BCI correspondiente al presionar el botón de “Start”. Aquí aún es posible actualizar los parámetros del sistema, para lo cual el sistema regresa a la fase de prevuelo.
- d) Sistema en ejecución: Este estado es el que corresponde a la realización del experimento BCI online. En ella el operador envía comandos solamente al módulo fuente, el cual, independientemente del tipo de experimento realizado, realiza las siguientes funciones:
- Guardar el vector de estado en el archivo.
 - Esperar por datos EEG provenientes del dispositivo de adquisición.
 - Enviar datos EEG al módulo de procesamiento.
 - Esperar el vector de estado proveniente de la aplicación.
 - Guardar datos EEG en el archivo.

Cada vez que el investigador termina un experimento BCI, el operador regresa al estado de sistema en suspensión.

- e) Terminación: La finalización normal de la operación de BCI2000 ocurre cuando se presiona el botón “Quit”. En este estado el módulo operador cierra las conexiones con cada uno de los otros módulos y termina todos sus procesos. En cambio, la finalización anormal ocurre cuando algún módulo se ve forzado a cerrar alguna de sus conexiones. En este caso, el módulo operador notifica al investigador, cierra todas las conexiones y termina todos sus procesos.

El archivo donde BCI2000 almacena toda la información del experimento (parámetros, datos y marcadores de eventos) es de formato propietario, y puede ser visualizado con la herramienta `\BCI2000\tools\BCI2000Viewer\BCI2000Viewer.exe`.

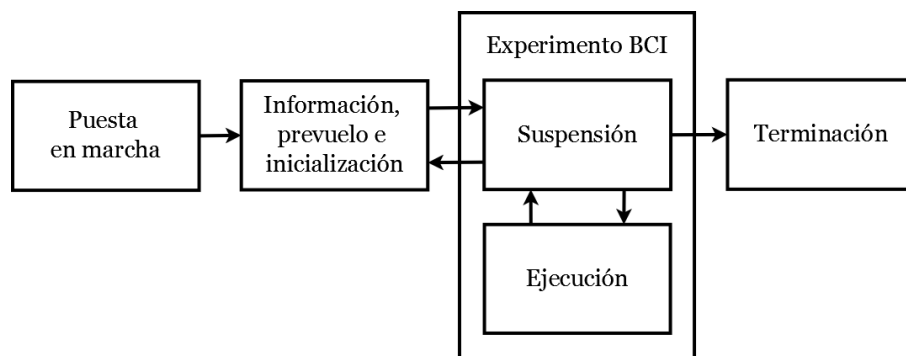
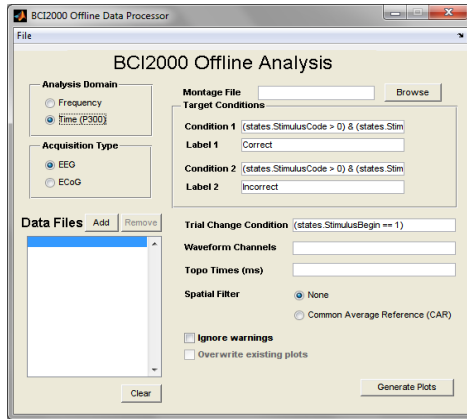


Figura B.3: Estados de operación de BCI2000 [65].

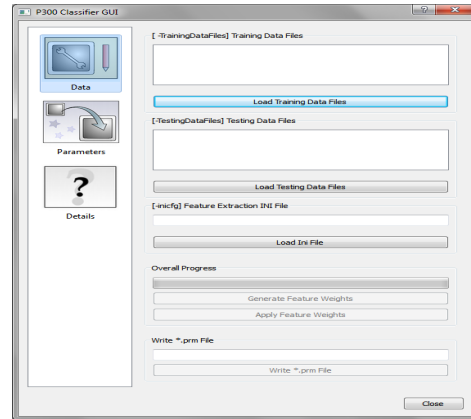
Herramientas de BCI2000 para el análisis del potencial P300

La plataforma BCI2000 posee una serie de herramientas para analizar la información generada por los diferentes experimentos BCI que soporta. Para la presente tesis se emplearon las siguientes herramientas (ver Figura B.4):

- a) BCI2000 Offline Analysis Tool. Esta herramienta de software basada en Matlab permite calibrar manualmente el clasificador online del speller P300 mediante la inspección visual de la gráfica temporal de características generada a partir de una o varias sesiones de entrenamiento. Además permite visualizar otro tipo de gráficas temporales y topográficas del potencial P300. Se ejecuta mediante el script `OfflineAnalysis.bat` ubicado en el directorio `\BCI2000\tools\OfflineAnalysis`. Aunque este método de selección manual de características ocasiona un menor rendimiento, el objetivo de esta herramienta es familiarizar al investigador con las técnicas analíticas del potencial P300.
- b) P300 Classifier GUI (graphic user interface). A diferencia del software anterior, esta aplicación gráfica está optimizada para lograr una calibración óptima de un clasificador online. Permite entrenar y probar un clasificador para la detección de los potenciales P300 detectados con BCI2000. Para lograr lo anterior emplea el algoritmo de clasificación es Análisis Discriminante Lineal por pasos. Su archivo ejecutable se llama `P300Classifier.exe` y se ubica en el directorio `\BCI2000\tools\P300Classifier`. Es totalmente independiente de Matlab y su código fuente se encuentra en el directorio `\BCI2000\src\core\Tools\P300Classifier` de la distribución de código fuente típica o extendida de BCI2000.



(a)



(b)

Figura B.4: Software para el análisis de potenciales P300 en BCI2000: a)BCI2000 Offline Analysis Tool. b)P300 Classifier GUI.

Apéndice C

Cuestionario de usabilidad empleado en los experimentos de desempeño



Universidad Autónoma de San Luis Potosí - Posgrado en Computación
Implementación de una interfaz cerebro-computadora basada en electroencefalografía superficial
Cuestionario de usabilidad basado en el Índice de Carga de Trabajo Mental de la NASA (TLX)



Nombre _____ Edad _____ Sexo (M/F) _____

INSTRUCCIONES: Lee la tabla siguiente para posteriormente contestar las preguntas que se indican. Favor de no dejar ninguna de ellas sin contestar.

Aspecto	Rango	Descripción
Demanda mental	bajo/alto	¿Cuanta actividad mental y de percepción fue necesaria (por ejemplo pensar, decidir, calcular, recordar, mirar, buscar, etc)?
Demanda física	bajo/alto	¿Cuanta actividad física fue necesaria (por ejemplo empujar, jalar, voltear, activar, etc)?
Demanda temporal	bajo/alto	¿Cuanta presión de tiempo sentiste debido a la rapidez con que contabas los destellos de los renglones y las columnas?
Rendimiento	pobre/bueno	Que tan exitoso/a piensas que fuiste al realizar los experimentos que te pidió el experimentador?
Esfuerzo	bajo/alto	Que tan duro tuviste que trabajar (mental y físicamente) para alcanzar tu nivel de rendimiento?
Nivel de frustración	bajo/alto	Que tan inseguro/a, irritado/a o estresado/a ó seguro/a, satisfecho/a, contento/a, relajado/a te sentiste durante los experimentos?

Tabla de definiciones de los aspectos a evaluar.

1. A continuación se tienen ordenados por parejas los aspectos mencionados en la tabla anterior. Selecciona el aspecto que consideres de mayor importancia para los experimentos realizados.

Ejemplo: Azul(☒) o Verde(☐)

- | | |
|---|--|
| a) Esfuerzo(☐) o Rendimiento(☐) | h) Demanda temporal(☐) o Demanda Mental(☐) |
| b) Demanda temporal(☐) o Frustración(☐) | i) Frustración(☐) o Esfuerzo(☐) |
| c) Demanda temporal(☐) o Esfuerzo(☐) | j) Rendimiento(☐) o Demanda Mental(☐) |
| d) Demanda Física(☐) o Frustración(☐) | k) Rendimiento(☐) o Demanda Temporal(☐) |
| e) Rendimiento(☐) o Frustración(☐) | l) Demanda Mental(☐) o Esfuerzo(☐) |
| f) Demanda Física(☐)
o Demanda Temporal(☐) | m) Demanda Mental(☐) o Demanda Física(☐) |
| g) Demanda Física(☐) o Rendimiento(☐) | n) Esfuerzo(☐) o Demanda Física(☐) |
| | o) Frustración(☐) o Demanda Mental(☐) |

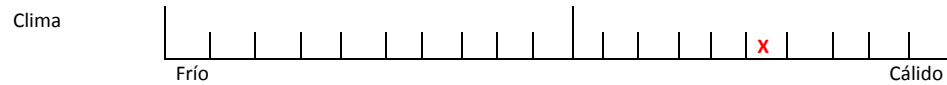


Universidad Autónoma de San Luis Potosí - Posgrado en Computación

Implementación de una interfaz cerebro-computadora basada en electroencefalografía superficial
Cuestionario de usabilidad basado en el Índice de Carga de Trabajo Mental de la NASA (TLX)

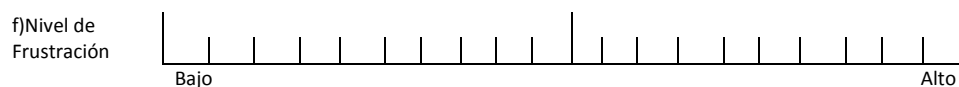
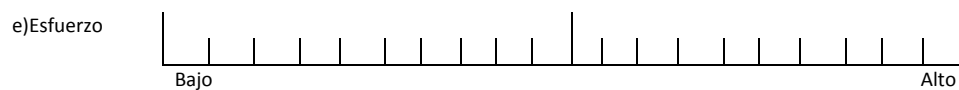
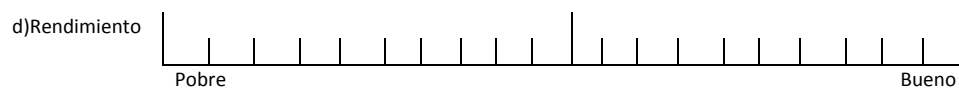
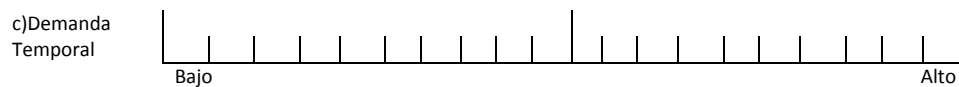
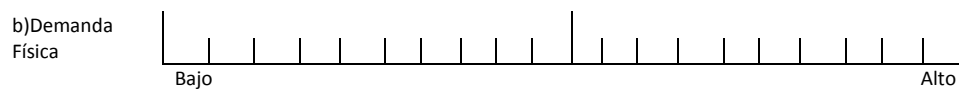
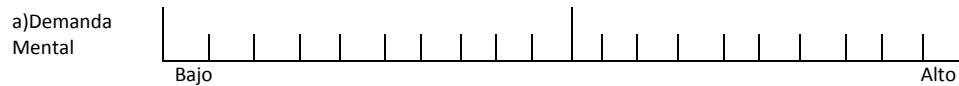


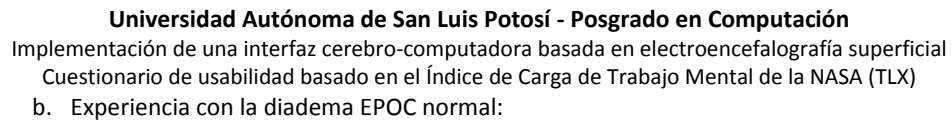
2. A continuación se muestran una serie de preguntas formuladas como la escala siguiente:



Contéstalas marcándolas con una X según la experiencia que tuviste al emplearlas como usuario.

- a. Experiencia con la diadema EPOC modificada:





- 94

Referencias

- [1] L. Acqualagna and B. Blankertz. Gaze-independent BCI-spelling using rapid serial visual presentation (RSVP). *Clinical Neurophysiology*, 124(5):901–908, 2013.
- [2] Sercan Taha Ahi, Hiroyuki Kambara, and Yasuharu Koike. A comparison of dimensionality reduction techniques for the p300 response. In *Proceedings of the 3rd International Convention on Rehabilitation Engineering & Assistive Technology*, i-CREATE '09, pages 28:1–28:4, New York, NY, USA, 2009. ACM.
- [3] Mohammed J. Alhaddad, Mahmoud Kamel, Hussein Malibary, Khalid Thabit, Foud Dahlwi, and Anas Hadi. *P300 Speller Efficiency with Common Average Reference*, pages 234–241. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2012.
- [4] Veronika Bartosova, Oldrich Vyšata, and Aleš Procházka. Graphical user interface for eeg signal segmentation. In *Proc. of 15th Annual Conf. Technical Computing, Prague*, volume 22, pages 1–6, 2007.
- [5] Ali Bashashati, Mehrdad Fatourechi, Rabab K. Ward, and Gary E. Birch. A survey of signal processing algorithms in brain-computer interfaces based on electrical brain signals. *J. Neural Eng.*, 4(2):R32, June 2007.
- [6] Antonio Benítez-Burraco. La laterización cerebral y el origen del lenguaje. *Estudios de lingüística: ELUA*, 1(21):35–52, 2007.
- [7] Hans Berger. Über das elektrenkephalogramm des menschen. *European Archives of Psychiatry and Clinical Neuroscience*, 87(1):527–570, 1929.
- [8] Niels Birbaumer. Slow cortical potentials: Plasticity, operant control, and behavioral effects. *The Neuroscientist*, 5(2):74–78, 1999.
- [9] Niels Birbaumer. Breaking the silence: brain-computer interfaces (bci) for communication and motor control. *Psychophysiology*, 43(6):517–532, 2006.
- [10] Warren S. Brown. *Encyclopedia of science and religion*. Encyclopedia of Science and Religion. Macmillan Reference USA, Thomson, Gale, 2003.
- [11] Clemens Brunner, Giuseppe Andreoni, Lugi Bianchi, Benjamin Blankertz, Christian Breitwieser, Shinichiro Kanoh, Christian A Kothe, Anatole Lécuyer, Scott Makeig, Jürgen Mellinger, et al. Bci software platforms. In *Towards Practical Brain-Computer Interfaces*, pages 303–331. Springer, 2012.

- [12] Clemens Brunner, Benjamin Blankertz, Febo Cincotti, Andrea Kübler, Donatella Mattia, Felip Miralles, Anton Nijholt, Begonya Ota, Patric Salomon, and Gernot R. Müller-Putz. *BNCI Horizon 2020 - Towards a Roadmap for Brain/Neural Computer Interaction*, pages 475–486. Springer International Publishing, Heidelberg, Germany, February 2015.
- [13] P. Brunner, L. Bianchi, C. Guger, F. Cincotti, and G. Schalk. Current trends in hardware and software for brain-computer interfaces (BCIs). *J Neural Eng*, 8(2):025001, April 2011.
- [14] Richard Caton. Electrical currents of the brain. *The Journal of Nervous and Mental Disease*, 2(4):610, 1875.
- [15] Hubert Cecotti. Spelling with brain-computer interface-current trends and prospects. In *Cinquième conférence plénière française de Neurosciences Computationnelles, Neurocomp10*, pages 215–220, 2010.
- [16] Hubert Cecotti. Spelling with non-invasive Brain-Computer Interfaces—current and future trends. *J. Physiol. Paris*, 105(1-3):106–114, June 2011.
- [17] A.M. Cook and J.M. Polgar. *Assistive Technologies: Principles and Practice*. Elsevier Health Sciences, 2014.
- [18] Isabel de Arquer and Clotilde Nogareda. Ntp 544: Estimación de la carga mental de trabajo: el método nasa tlx. *Madrid: Instituto Nacional de Higiene y Seguridad en el Trabajo, Ministerio de Trabajo y Seguridad Social del Gobierno de España*, 2000.
- [19] Mara Dierssen and A Ferrús. *Viaje al universo neuronal: Unidad didáctica*. Fundación Española para la Ciencia y la Tecnología (FECYT), 2007.
- [20] Emanuel Donchin and Michael GH Coles. Is the p300 component a manifestation of context updating. *Behavioral and brain sciences*, 11(3):357–427, 1988.
- [21] L. A. Farwell and E. Donchin. Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 70(6):510–523, December 1988.
- [22] Reza Fazel-Rezai and Waqas Ahmad. *P300-based brain-computer interface paradigm design*. INTECH Open Access Publisher, 2011.
- [23] Reza Fazel-Rezai, Brendan Z Allison, Christoph Guger, Eric W Sellers, Sonja C Kleih, and Andrea Kübler. P300 brain computer interface: current challenges and emerging trends. *Frontiers in Neuroengineering*, 5(14), 2012.
- [24] Alessandro Luiz Stamatto Ferreira, Leonardo Cunha de Miranda, Erica Esteves Cunha de Miranda, and Sarah Gomes Sakamoto. A survey of interactive systems based on brain-computer interfaces. *SBC Journal on Interactive Systems*, 4(1):3–13, 2013.
- [25] Society for Neuroscience. Neuroscience core concepts, 2008.

- [26] Deon Garrett, David A Peterson, Charles W Anderson, and Michael H Thaut. Comparison of linear, nonlinear, and feature selection methods for eeg signal classification. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 11(2):141–144, 2003.
- [27] Apostolos P Georgopoulos, Joseph T Lurito, Michael Petrides, Andrew B Schwartz, and Joe T Massey. Mental rotation of the neuronal population vector. *Biology and Computation: A Physicist’s Choice*, 1(3):183, 1989.
- [28] Bernhard Graimann, Brendan Allison, and Gert Pfurtscheller. Brain computer interfaces: A gentle introduction. In Bernhard Graimann, Gert Pfurtscheller, and Brendan Allison, editors, *Brain-Computer Interfaces*, The Frontiers Collection, pages 1–27. Springer Berlin Heidelberg, 2010.
- [29] R Grave-De Peralta, S González-Andino, and CM Gómez-González. Bases biofísicas de la localización de los generadores cerebrales del electroencefalograma. aplicación de un modelo de tipo distribuido a la localización de focos epilépticos. *Rev Neurol*, 39(8):748–756, 2004.
- [30] Christoph Guger, Shahab Daban, Eric Sellers, Clemens Holzner, Gunther Krausz, Roberta Carabalona, Furio Gramatica, and Guenter Edlinger. How many people are able to control a p300-based brain–computer interface (bci)? *Neuroscience letters*, 462(1):94–98, 2009.
- [31] Brahim Hamadicharef. *International Collaborations in Brain-Computer Interface (BCI) Research*, pages 35–42. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2011.
- [32] Matti Hamalainen, Riitta Hari, Risto J. Ilmoniemi, Jukka Knuutila, and Olli V. Lounasmaa. Magnetoencephalography - theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain. *Rev. Mod. Phys.*, 65:413–497, Apr 1993.
- [33] Sandra G Hart and Lowell E Staveland. Development of nasa-tlx (task load index): Results of empirical and theoretical research. *Advances in psychology*, 52:139–183, 1988.
- [34] Sara Hernández-Muela, F Mulas, and L Mattos. Plasticidad neuronal funcional. *Rev Neurol*, 38(1):58–68, 2004.
- [35] Elisa Mira Holz, Johannes Höhne, Pit Staiger-Sälzer, Michael Tangermann, and Andrea Kübler. Brain–computer interface controlled gaming: Evaluation of usability by severely motor restricted end-users. *Artificial intelligence in medicine*, 59(2):111–120, 2013.
- [36] Richard W Homan, John Herman, and Phillip Purdy. Cerebral location of international 10–20 system electrode placement. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 66(4):376–382, 1987.

- [37] Han-Jeong Hwang, Soyoun Kim, Soobeom Choi, and Chang-Hwan Im. Eeg-based brain-computer interfaces: a thorough literature survey. *International Journal of Human-Computer Interaction*, 29(12):814–826, 2013.
- [38] Dra. Avelina Tortosa i Moreno. Generalidades del sistema nervioso, 2007.
- [39] S. Karan. A literature survey on the contemporary methodologies used in brain computer interface for spelling application. In *2013 International Conference on Human Computer Interactions (ICHCI)*, pages 1–5, August 2013.
- [40] Sonja C Kleih and Andrea Kübler. Psychological factors influencing brain-computer interface (bci) performance. In *Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2015 IEEE International Conference on*, pages 3192–3196. IEEE, 2015.
- [41] Dean J Krusienski, Eric W Sellers, François Cabestaing, Sabri Bayouth, Dennis J McFarland, Theresa M Vaughan, and Jonathan R Wolpaw. A comparison of classification techniques for the p300 speller. *Journal of Neural Engineering*, 3(4):299, 2006.
- [42] Dean J Krusienski, Eric W Sellers, Dennis J McFarland, Theresa M Vaughan, and Jonathan R Wolpaw. Toward enhanced p300 speller performance. *Journal of neuroscience methods*, 167(1):15–21, 2008.
- [43] M Rajya Lakshmi, Dr TV Prasad, and Dr V Chandra Prakash. Survey on eeg signal processing methods. *International Journal of Advanced Research in Computer Science and Software Engineering*, 4(1):84–91, 2014.
- [44] David EJ Linden. The p300: where in the brain is it produced and what does it tell us? *The Neuroscientist*, 11(6):563–576, 2005.
- [45] Otavio G Lins, Terence W Picton, Patrick Berg, and Michael Scherg. Ocular artifacts in eeg and event-related potentials i: Scalp topography. *Brain topography*, 6(1):51–63, 1993.
- [46] Fabien Lotte, Marco Congedo, Anatole Lécuyer, Fabrice Lamarche, and Bruno Arnaldi. A review of classification algorithms for eeg-based brain-computer interfaces. *Journal of neural engineering*, 4(2):R1, 2007.
- [47] S.J. Luck and E.S. Kappenman. *The Oxford Handbook of Event-Related Potential Components*. Oxford Library of Psychology. Oxford University Press, 2011.
- [48] F.E.A. Martini. *Anatomy and Physiology’ 2007 Ed.2007 Edition*. Rex Bookstore, Inc., 2007.
- [49] S. G. Mason, A. Bashashati, M. Fatourechi, K. F. Navarro, and G. E. Birch. A comprehensive survey of brain interface technology designs. *Ann Biomed Eng*, 35(2):137–169, February 2007.
- [50] S. G. Mason, M. M. Moore Jackson, and G. E. Birch. A general framework for characterizing studies of brain interface technology. *Ann Biomed Eng*, 33(11):1653–1670, November 2005.

- [51] Steven G. Mason and Gary E. Birch. A general framework for brain-computer interface design. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 11(1):70–85, March 2003.
- [52] J. Mattout, M. Perrin, O. Bertrand, and E. Maby. Improving BCI performance through co-adaptation: Applications to the P300-speller. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 58(1):23–28, 2015.
- [53] Jürgen Mellinger and Gerwin Schalk. Using bci2000 in bci research. In *Brain-Computer Interfaces*, pages 259–279. Springer, 2009.
- [54] K-R Muller, Charles W Anderson, and Gary E Birch. Linear and nonlinear methods for brain-computer interfaces. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11(2):165–169, 2003.
- [55] Ceon Ramon Paul H. Schimpf and Jens Haueisen. Dipole models for the eeg and meg. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 49(5):409–418, 2002.
- [56] Gert Pfurtscheller, Brendan Z Allison, Clemens Brunner, Gunther Bauernfeind, Teodoro Solis-Escalante, Reinhold Scherer, Thorsten O Zander, Gernot Mueller-Putz, Christa Neuper, and Niels Birbaumer. The hybrid bci. *Frontiers in neuroscience*, 4, 2010.
- [57] J.M. Poblet. *Introducción a la bioingeniería*. Mundo electrónico. Marcombo, 1988.
- [58] John Polich and Albert Kok. Cognitive and biological determinants of p300: an integrative review. *Biological psychology*, 41(2):103–146, 1995.
- [59] Dale Purves. *Neuroscience: Third Edition*. Sinauer Associates, 2004.
- [60] L. R. Quitadamo, M. Abbafati, G. C. Cardarilli, D. Mattia, F. Cincotti, F. Babiloni, M. G. Marciani, and L. Bianchi. Evaluation of the performances of different p300 based brain-computer interfaces by means of the efficiency metric. *Journal of Neuroscience Methods*, 203(2):361–368, January 2012. WOS:000300118600013.
- [61] Lucia Rita Quitadamo, Maria Grazia Marciani, Gian Carlo Cardarilli, and Luigi Bianchi. Describing different brain computer interface systems through a unique model: A uml implementation. *Neuroinformatics*, 6(2):81–96, 2008.
- [62] Ericka Janet Rechy-Ramirez and Huosheng Hu. Bio-signal based control in assistive robots: A survey. *Digital Communications and Networks*, 2015.
- [63] S. Sanei and J.A. Chambers. *EEG Signal Processing*. Wiley, 2008.
- [64] G. Schalk, D.J. McFarland, T. Hinterberger, N. Birbaumer, and J.R. Wolpaw. Bci2000: a general-purpose brain-computer interface (bci) system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(6):1034–1043, June 2004.
- [65] Gerwin Schalk and Jürgen Mellinger. *A Practical Guide to Brain-Computer Interfacing with BCI2000: General-Purpose Software for Brain-Computer Interface Research, Data Acquisition, Stimulus Presentation, and Brain Monitoring*. Springer Science & Business Media, 2010.

- [66] Eric W Sellers, Dean J Krusienski, Dennis J McFarland, Theresa M Vaughan, and Jonathan R Wolpaw. A p300 event-related potential brain-computer interface (bci): the effects of matrix size and inter stimulus interval on performance. *Biological psychology*, 73(3):242–252, 2006.
- [67] Samuel Sutton, Patricia Tueting, Joseph Zubin, and E Roy John. Information delivery and the sensory evoked potential. *Science*, 155(3768):1436–1439, 1967.
- [68] Trans Cranial Technologies. 10/20 system positioning manual, 2012.
- [69] Jose Antonio Urigüen and Begoña Garcia-Zapirain. Eeg artifact removal, state-of-the-art and guidelines. *Journal of neural engineering*, 12(3):031001, 2015.
- [70] Bram Van de Laar, Hayrettin Gürkök, Danny Plass-Oude Bos, Femke Nijboer, and Anton Nijholt. Perspectives on user experience evaluation of brain-computer interfaces. In *Universal Access in Human-Computer Interaction. Users Diversity*, pages 600–609. Springer Berlin Heidelberg, 2011.
- [71] J J Vidal. Toward direct brain-computer communication. *Annual Review of Biophysics and Bioengineering*, 2(1):157–180, 1973.
- [72] J. Wolpaw and E.W. Wolpaw. *Brain-Computer Interfaces: Principles and Practice*. Oxford University Press, 2012.