

DETERMINACIÓN DE LA INVARIANCIA TEMPORAL DE COMPONENTES PRINCIPALES E INDEPENDIENTES EN SEÑALES EEG



JAIME ALEXANDER OSORIO SARRIA
LICET VANESSA MELLIZO MURILLO

Director: M.Sc Pablo Eduardo Caicedo Rodríguez.

Codirector: Ph.D. Carlos Felipe Rengifo Rodas.

Universidad del Cauca

Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones

Departamento de Electrónica, Instrumentación y Control

Ingeniería en Electrónica y Telecomunicaciones

Popayán, 2016

DETERMINACIÓN DE LA INVARIANCIA TEMPORAL DE COMPONENTES PRINCIPALES E INDEPENDIENTES EN SEÑALES EEG

JAIME ALEXANDER OSORIO SARRIA
LICET VANESSA MELLIZO MURILLO

Tesis presentada a la Facultad de Ingeniería
Electrónica y Telecomunicaciones de la
Universidad del Cauca para la obtención del Título de:
Ingeniero en Electrónica y Telecomunicaciones

Director: M.Sc Pablo Eduardo Caicedo Rodríguez.
Codirector: Ph.D. Carlos Felipe Rengifo Rodas.

Universidad del Cauca

Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones
Departamento de Electrónica, Instrumentación y Control
Ingeniería en Electrónica y Telecomunicaciones
Popayán, 2016

Agradecimientos

A Nidia, Jaime y Nana, mis padres y hermana por los esfuerzos realizados, por ser mis guías y por el apoyo brindado durante toda mi vida. A mis abuelos, por estar pendientes de mí permanentemente y por demostrar con sus actos su deseo sincero de verme progresar. A mi esposa Lucía por su amor, ayuda incondicional y valiosos consejos. A mi hijo Dante por ser mi compañía en las muchas largas noches de trabajo. A mi director y codirector por el conocimiento compartido y la calidad exigida a lo largo del trabajo, pero sobre todo por la amistad brindada. Por último, y no por eso menos importantes, gracias a todos aquellos que nos obsequiaron su valioso tiempo para participar en las diferentes sesiones de experimentación.

Jaime.

Agradezco a Dios que me permitió hacer parte de este proyecto que sé, empezó gracias a El. Quiero agradecer a todas las personas que apoyaron nuestro proyecto, nuestro Director y Co-director, quienes han estado en cada momento durante este viaje que emprendimos, con su mentoría y liderazgo permitieron que todo concluyera con los mejores resultados. A mi familia, más que nada a mi madre, mi suegra y a Juancho, quien con mucho amor, se encargaron de cuidar a Juanito para que así pudiera cumplir con mis obligaciones. A mi compañero Jaime, quien demostró una increíble capacidad intelectual, la cual permitió que se pudiera presentar con gran excelencia el trabajo de grado que seguirá a continuación.

Licet.

Índice general

Lista de figuras	VI
Lista de tablas	IX
1. Introducción	1
1.1. Objetivos	3
1.1.1. Objetivo General	3
1.1.2. Objetivo Específicos	3
2. Estado del Arte	4
2.1. Introducción	4
2.1.1. Proceso de construcción del estado del arte	7
2.1.2. Análisis de documentos	8
2.2. Análisis comparativo y discusión	12
3. Conceptos Generales	14
3.1. Señales Bioeléctricas	14
3.1.1. Sistema Nervioso Humano	17
3.1.1.1. Neurona	18
3.1.1.2. Sistema Nervioso Periférico	19

3.1.1.3.	Sistema Nervioso Central	20
3.1.2.	Áreas Funcionales de la Corteza Cerebral	24
3.1.2.1.	Áreas Sensoriales	25
3.1.2.2.	Áreas Motoras	25
3.2.	Electroencefalografía	27
3.2.1.	Electrodos	29
3.2.2.	Emplazamiento de Electrodos	30
3.2.3.	Configuraciones de los Electrodos	32
3.2.4.	Adquisición, Amplificación y Digitalización	32
3.2.5.	EEG desde el cuero cabelludo (Scalp EEG)	34
3.2.6.	Factores que Influyen en los Registros EEG	35
3.2.7.	Artefactos	36
3.2.7.1.	Artefactos de Origen Fisiológico	37
3.2.7.2.	Artefactos de Origen No Fisiológico	43
3.2.7.3.	Artefactos Externos al Dispositivo	44
3.2.7.4.	Artefactos Internos del Dispositivo	45
3.3.	Equipos Electroencefalográficos Comerciales	46
3.3.1.	OpenBCI	48
3.3.1.1.	OpenBCI 32bit Board	48
3.3.1.2.	USB Dongle	51
3.3.1.3.	Modulo Daisy	51
3.3.1.4.	Software	52
3.4.	Procesamiento de Señales Electroencefalográficas	54
3.4.1.	Separación de Fuentes Electroencefalográficas	54

3.4.1.1.	Mezclas de señales	55
3.4.2.	ICA	56
3.4.2.1.	Extracción de una Fuente a Partir de una Mezcla	62
3.4.2.2.	Restricciones en ICA	62
3.4.2.3.	Ambigüedades de ICA	63
3.4.3.	PCA	63
4.	Método	67
4.1.	Programa de Investigación	67
4.1.1.	Tipos de Experimento	68
4.1.2.	Control del Error Experimental	68
4.1.2.1.	Experimento Intra-Test	68
4.1.2.2.	Experimento Inter-Test	68
4.1.3.	Tratamiento	73
4.1.3.1.	Tareas	74
4.1.4.	Protocolo de preparación del sujeto y del ambiente de pruebas	77
4.1.4.1.	Explicación del Proceso y Firma del Consentimiento Informado	77
4.1.4.2.	Caracterización del Sujeto	77
4.1.4.3.	Preparación del Laboratorio	77
4.1.4.4.	Preparación del Equipo EEG	78
4.1.4.5.	Lavado de Manos	78
4.1.4.6.	Limpieza y Preparación de las Superficies de los Electrodo	79
4.1.4.7.	Determinación de la Ubicación de los Electrodo	79
4.1.4.8.	Limpieza y Preparación de la Superficie del Cuero Cabelludo	80

4.1.4.9.	Verificación Inicial del Montaje	80
4.1.4.10.	Registro EEG de Prueba	80
4.1.4.11.	Verificación Final del Montaje	81
4.1.4.12.	Registro EEG	81
4.1.4.13.	Construcción de las Carpetas del Sujeto	81
4.1.4.14.	Remoción del Equipo EEG	82
4.2.	Preprocesamiento de Datos	83
5.	Resultados	86
5.1.	Desempeño Durante la Ejecución de las Tareas	86
5.2.	Separación de Fuentes Usando Análisis de Componentes Independientes	87
5.3.	Análisis de Variabilidad con PCA	87
5.4.	Tamaños de Ventana	89
5.5.	Procesamiento para análisis de resultados	91
5.6.	Tareas y Variabilidad Relacionada	92
5.7.	Tareas y Distancias Intercuartilicas	94
5.8.	Tareas y Número de Valores Atípicos	95
5.9.	Tareas y Desviación Estándar	95
5.10.	Género y variabilidad	96
6.	Conclusiones y Trabajos Futuros	97
6.1.	Conclusiones	97
6.2.	Trabajos Futuros	98

Índice de figuras

3.1. Adquisición de señales ECG.	15
3.2. Adquisición de señales EMG.	15
3.3. Adquisición de señales EOG.	16
3.4. Adquisición de señales EEG.	16
3.5. Sistema Nervioso Humano aislado. Visión frontal e izquierda.	17
3.6. Diagrama básico de una neurona.	18
3.7. Células neurogliales (rojo y verde) y Neuronas (azul) del cerebro de una rata.	19
3.8. Sistema Nervioso Periférico aislado. Visión isométrica.	20
3.9. SNC aislado y SNC, Cráneo y Columna Vertebral in situ. Visión isométrica.	21
3.10. Encéfalo.	22
3.11. Cisuras cerebrales.	23
3.12. Hemisferios cerebrales.	23
3.13. Lóbulos cerebrales. Visión lateral izquierda.	24
3.14. División macroscópica del córtex cerebral aislado. Visión lateral izquierda.	24
3.15. Hans Berguer.	27
3.16. Primer EEG 1924 Vs. Señal de referencia 10 Hz.	28
3.17. Posiciones de electrodos en el Sistema Internacional 10-20 de electroencefalografía.	31

3.18. Aliasing: Tres señales analógicas sinusoidales de 1Hz (superior), 19Hz (intermedia) y 39Hz (inferior) después de ser muestreadas a 20Hz, resultan en la misma secuencia de datos.	33
3.19. Celulas piramidales.	35
3.20. Músculos extrínsecos del globo ocular in situ. Visión lateral izquierda. . . .	37
3.21. Registro de artefactos producidos por movimiento ocular presentes en los cuatro canales.	38
3.22. Registro de artefactos producidos por masticación.	39
3.23. Músculos del grupo de masticación. Visión lateral izquierda.	39
3.24. Corazón y sistema cardiovascular in situ.	40
3.25. Trazado típico de un electrocardiograma.	40
3.26. Artefacto ECG.	41
3.27. Arterias y venas de la cabeza y el cuero cabelludo.	42
3.28. Artefacto de pulso.	42
3.29. Artefacto BCG.	43
3.30. Artefactos por Electrodo Pop.	43
3.31. Artefacto por Transpiración presente en los tres canales.	44
3.32. Artefacto por Puente Salino presente en el canal Rojo.	44
3.33. Artefacto producido por una llamada entrante a un teléfono celular cercano.	45
3.34. Artefacto producido por la activación de un ventilador.	45
3.35. Comparación entre dispositivos EEG disponibles en el mercado.	47
3.36. Tarjeta OpenBCI 32bit. Vista superior.	49
3.37. PIC32MX250F128B para montaje superficial.	50
3.38. ADC ADS1299.	51
3.39. Modulo Daisy.	52

3.40. Interfaz gráfica OpenBCI.	53
3.41. Señales fuentes y señal mezcla.	55
3.42. Ejemplo de convergencia a distribución normal.	56
3.43. Complejidad.	57
3.44. Señales fuente.	60
3.45. Señales Mezcla.	60
3.46. Señales fuente Vs. Señales mezcla.	61
3.47. Máximo componente principal de una mezcla.	66
4.1. Spiderclaw V1, Spiderclaw V2 y gorro EEG.	69
4.2. Configuración para emplazamiento manual de electrodos.	71
4.3. Fotos laboratorio EEG.	72
4.4. Esquema del laboratorio EEG.	72
4.5. Tarea 1.	75
4.6. Tarea 2.	76
4.7. Valores extraños al inicio del registro.	85
5.1. Esquema de funcionamiento de ICA.	87
5.2. Esquema de funcionamiento de PCA.	88
5.3. Cálculo de EAngle y EMag.	90
5.4. Diagrama de caja y bigotes.	91
5.5. Tareas y variabilidad relacionada para EAngle.	93
5.6. Tareas y variabilidad relacionada para EMag.	94

Índice de cuadros

2.1. Artículos Seleccionados.	8
3.1. Comparativa entre dispositivos EEG disponibles en el mercado.	47
4.1. Configuración de electrodos aplicada en la ejecución de las sesiones.	70
5.1. Tabla para almacenamiento de calculos estadísticos.	91

Capítulo 1

Introducción

Los electroencefalogramas (EEG) representan el potencial bioeléctrico generado por las neuronas y la glía en la corteza cerebral [1], dichos potenciales se modulan a partir del estado mental, mediante información adquirida a través de los sentidos; este proceso genera respuestas que pueden ser evidenciadas a nivel motor o cognitivo, e incluso estas mismas respuestas se modulan unas a otras [2].

Las señales obtenidas mediante EEG, normalmente se encuentran mezcladas con otras denominadas artefactos, las cuales provienen de fuentes indeseadas, y dependiendo de las características propias del artefacto podrían llegar a producir una interpretación inapropiada de los datos obtenidos en el EEG [3]. Actualmente se han propuesto numerosos algoritmos [4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11] y técnicas [4, 12, 13, 14] para la eliminación de artefactos que han demostrado su efectividad; sin embargo, aún bajo el supuesto de una captura y procesamiento de EEG que genere señales completamente limpias, es posible suponer la dificultad de obtener una señal que mantenga sus características invariantes durante tiempos prolongados [10], ya que éstas son afectadas por factores inherentes al ser humano tales como el estado de alerta o el cansancio, la ingesta de ciertos alimentos o bebidas y la ejecución de tareas cognitivas [1, 15, 16], solo por citar algunos ejemplos.

En algunos estudios se ha intentado obtener señales invariantes mediante el análisis de registros con periodos breves, normalmente conseguidos extrayendo porciones de la longitud total del registro EEG original. Sin embargo en dichos estudios no se expone de manera explícita la razón que determina una extensión de tiempo u otra [17, 18] y si éstos intervalos deberían ser constantes, o variables dependiendo de las características dinámicas de la señal EEG [19, 20] provocadas por la actividad cerebral o el estado mental que presenta la unidad experimental.

El presente trabajo de grado ha sido realizado con el fin de determinar la duración y las condiciones con que una persona puede generar señales EEG con características invariantes en el tiempo. Con éste objetivo se realizó un estudio donde se capturaron las señales EEG de diferentes sujetos y posteriormente se realizó un análisis de los datos obtenidos haciendo uso de herramientas software construidas a la medida que procesan dicha información basándose en las técnicas ICA y PCA. El presente documento recopila lo descrito anteriormente y consta de nueve capítulos organizados de la siguiente manera:

El capítulo uno, denominado introducción, presenta una descripción general del trabajo de grado.

En el segundo capítulo se presenta el estado del arte, donde a partir de los diferentes artículos científicos de investigación, encontrados en las diversas bases de datos especializadas, se realizó una lectura y análisis con el objetivo de identificar y clasificar aquellos que pudiesen aportar de manera mas significativa al tema particular del presente trabajo.

En el tercer capítulo se introducen diferentes conceptos, iniciando con aquellos relacionados con señales bioeléctricas, a la vez que se profundiza en aspectos específicos de las señales electroencefalográficas y particularmente del sistema nervioso humano. Posteriormente en este mismo capítulo se presenta una breve reseña histórica de la electroencefalografía y su evolución mientras se especifican los factores que influyen en los registros EEG; todo esto con el fin de compilar mas tarde la información relevante relacionada con la búsqueda y selección del dispositivo EEG. Finalmente, en este mismo apartado se hace un enfoque en las técnicas para la ejecución de los análisis de variabilidad en las señales EEG.

El capítulo cuarto expone las condiciones de experimentación establecidas para la ejecución del programa de investigación, incluyéndose temas tales como el control de error experimental, el tratamiento, las tareas a ejecutar por parte de los sujetos y los recursos necesarios para llevar a cabo los experimentos. Posteriormente se presenta una descripción de las tareas necesarias para procesar la información con el objetivo de preparar los datos para su análisis estadístico.

El capítulo cinco presentan los resultados conseguidos respecto a los objetivos de la tesis y finalmente el capítulo seis exponen las conclusiones obtenidas, planteándose también los trabajos futuros.

1.1. Objetivos

1.1.1. Objetivo General

Determinar bajo qué condiciones y con qué duración puede una persona generar señales EEG con componentes principales e independientes invariantes con el tiempo.

1.1.2. Objetivo Específicos

- Implementar un dispositivo electrónico que permita adquirir, adecuar y almacenar señales electroencefalográficas provenientes de electrodos secos de superficie.
- Determinar los componentes principales “PCA” y los componentes independientes “ICA” de señales EEG de una muestra de usuarios bajo diferentes condiciones.
- Realizar una análisis estadístico de las diferencias entre los componentes de las señales EEG adquiridas.

Capítulo 2

Estado del Arte

2.1. Introducción

En la medida en que un tema de investigación va ampliando su rango de aplicación y sus fuentes de investigación, se podrán encontrar en la literatura todo tipo de documentos que validan las hipótesis planteadas por miembros de instituciones y particulares que desean encontrar respuesta a cuestionamientos generados en algún tipo de investigación, ya sea en el sector privado o público, que podrá conllevar al surgimiento de nuevas teorías, aplicaciones, metodologías o incluso interrogantes al servicio del desarrollo de temas específicos en cualquier campo investigativo.

Siguiendo la tendencia anteriormente descrita, la electrofisiología no invasiva en humanos ha generado un creciente número de publicaciones con técnicas de análisis avanzadas, y en especial en lo relacionado con el procesamiento de datos EEG. Entre dichas técnicas se incluyen el análisis espectral, la descomposición tiempo-frecuencia, análisis de sincronización, entre muchas otras. Esto ha sucedido en gran parte gracias a los incrementos en la capacidad computacional, a la existencia de software como Matlab, y al desarrollo de herramientas libres (como eeglab, fieldtrip, spm, nutmeg, cartool, and BrainStorm) y comerciales (como Brain Computer Interface, Brain Vision Analyzer, Curry, y BESA) que permiten aplicar dichas técnicas rápidamente, facilitando a los investigadores explorar sus datos y enlazar dinámicas electrofisiológicas al comportamiento y cognición en formas que antes no había sido posibles [21].

De acuerdo a los fines planteados en el presente proyecto, se consideran fuentes que se enfoquen en las propiedades funcionales de las redes neuronales, así que se tratarán los

procesos cognitivos de las unidades experimentales únicamente para poder enlazar sus efectos con los resultados obtenidos en gráficas, entender los patrones en las actividades neuronales obtenidas y así tener la capacidad de alterar estos resultados para conveniencia del proyecto.

Bajo esta premisa, se puede definir que en el análisis de los datos y sus interpretaciones neurofisiológicas se basará el estudio que permitirá dar conclusión a la tesis propuesta, para esto normalmente se ha recurrido a experimentaciones con tareas cognitivas simples y con varias repeticiones. Las investigaciones atribuidas a este tipo de experimentaciones ha presentado un factor común en el desarrollo de este tipo de investigación y es la variabilidad presente en las señales EEG, que se adquieren en los experimentos hechos en cada proceso de investigación, cuando estas son analizadas momento a momento. Hasta hace muy poco, las investigaciones en neuroimagen había ignorado la potencial importancia de este fenómeno [22].

Cuando se refiere a actividad del cerebro relacionada a tareas realizadas por el mismo, estas producen potenciales evocados ERP y el potencial recibido por el electrodo es modulado por estas tareas eventuales puestas en el laboratorio; por otro lado existe el término opuesto y es la actividad de fondo. Si en la dinámica del proceso neural durante una grabación, no se identifica una modulación relacionada a alguna actividad, se advierte que esta dinámica podría reflejar propiedades generales de la arquitectura neural o soportar computación neural en formas más complejas que nuestro conocimiento analítico actual no podría cubrir [21]. En base a lo anterior, se presenta la necesidad de utilizar la normalización o utilización de un línea base, que remueva o atenué en gran medida patrones de actividad que estén presentes en los datos, y se sabe de antemano que no está relacionada a tareas puestas intencionalmente para su análisis o distinción [23].

Al hablar de indicadores de variabilidad, podremos encontrar en la literatura (tabla 2.1) mediciones inter e intra temporales, validas si, por ejemplo, la duración aproximada de la respuestas electrofisiológicas a un estímulo no es conocido, así podremos efectuar esta tarea usando el periodo entre eventos para conocer la duración de la respuesta electrofisiológica en cada uno de estos. Se debe considerar que la duración de estas señales va a depender del tipo de tarea y del proceso cognitivo que se pueda generar [21].

El análisis en un único ensayo revela gran información sobre las dinámicas del cerebro, pero sufre dificultad al ignorar o remover artefactos penetrantes asociados al parpadeo, movimientos de ojos y músculos que pueden ocasionar errores en la interpretación y análisis de los EEG, para el caso de estudio referido en este documento, existe una dificultad

que es de crucial interés entender y es la variabilidad en las latencias y amplitudes de las respuesta relacionadas a eventos y en los componentes endógenos del EEG [24]. Esto con el fin de poder verificar cuales son los eventos que más afectan la continuidad de la onda y así poder proveer un estado mental, en el mismo proceso de experimentación, que evite en gran medida estas condiciones generadoras de ERP.

La estabilidad intra-individual del EEG en estado de reposo ha sido conducida por un número de publicaciones. En los diversos parámetros espectrales analizados se ha mostrado una alta reproducibilidad sobre un periodo de meses a años [25] aunque no hay especificaciones profundas y claras del procedimiento. De este hecho parte la idea de incluir en el presente documento, como un aporte complementario en base en los resultados, un análisis de los parámetros medidos en el dominio del tiempo, que permitan proveer un estado que no sea el reposo absoluto, cuyo impacto sobre estas medidas permita categorizar la variabilidad estimada de la señal durante el tiempo de la muestra como mínima.

Debido a la importancia que se genera en el desarrollo software de adquirir señales con características que no limiten el desempeño del mismo, la adquisición de las señales EEG deberán ser respaldadas por un sistema de gran calidad cuyos estrictos requerimientos de diseño e implementación den solución o tengan en cuenta la impedancia eléctrica generada en el contacto piel-electrodo y la resistencia al ruido que la línea de transmisión entre el electrodo y el amplificador debe producir [26], todo esto con el fin de compensar la baja amplitud que los electrodos deben detectar.

Ya en el campo referente a la adquisición de señales, es necesario destacar que las neuronas corticales reciben señales de miles de otras neuronas, en un contexto ideal, cuando las condiciones experimentales son cuidadosamente controladas, se presentan complicaciones en el análisis de los datos EEG por el simple hecho de que cada actividad grabada por cada canal utilizado por el dispositivo de adquisición, suma actividades de diferentes fuentes corticales, así estas estén separadas entre la corteza central y occipital [27]. Surge entonces la necesidad dentro del proyecto de reconocer las fuentes que generan las señales percibidas por el instrumento, para así determinar las características temporales de las fuentes que provocan las señales EEG, estas deben ser separadas, el análisis de componentes independientes ICA, descompone los datos EEG en un conjunto ponderado de componentes independientes con la implementación de filtros espaciales que en series de tiempo, maximizan la independencia temporal de las fuentes en la salida [28].

El análisis en tiempo que se estudia bajo estos preceptos estudiará los principales cambios en la actividad oscilatoria durante cada época, se hace una aplicación del análisis de

componentes independientes IC y componentes principales PC para que estas épocas de tiempo tengan mínima oscilación durante la actividad para un único ensayo. Este análisis será de mucho valor teniendo en cuenta que la literatura actual no posee suficiente documentación sobre este tipo de análisis y en menor medida documentación sobre el proceso detallado de experimentación en cada investigación, que puedan proveer un proceso de experimentación que tenga en cuenta en gran medida las características más relevantes en un laboratorio ya sea para pruebas o para uso médico.

2.1.1. Proceso de construcción del estado del arte

Con el fin de poder investigar de forma adecuada las evidencias empíricas y metodológicas utilizadas en la literatura para resolver preguntas de investigación previas, se procedió a definir la pregunta de investigación, a saber: ¿bajo qué condiciones y con qué duración puede una persona generar señales EEG con componentes principales e independientes invariantes con el tiempo?; la cual centró y enfocó la búsqueda de documentos hacia las temáticas de variabilidad inter-test e intra-test de señales electroencefalográficas, técnicas de PCA e ICA para el análisis de señales electroencefalográficas.

Así pues, se define el método a seguir para construir un esquema de clasificación que esté de acuerdo al enfoque de este documento [29]. Para esto se generaron tres preguntas orientadoras tomando como referencia los objetivos y la pregunta de investigación planteada en el anteproyecto de grado.

- 1. ¿ Que documentos contribuyen en la determinación de características requeridas en las unidades experimentales seleccionadas para el proceso de toma de señales electroencefalográficas ?**

Esta pregunta nos permite tener las bases necesarias para conocer cuales deben ser las condiciones físicas, patológicas o fisiológicas de las unidades experimentales a las cuales se les realizara el debido electroencefalograma.

- 2. ¿Que documentos contribuyen en la identificación de los tratamientos aplicables a las unidades experimentales, de los dispositivos de adquisición y de la preparación del ambiente de pruebas, de acuerdo a nuestra intención de medición de variabilidad?**

Esta pregunta conlleva a establecer un conjunto particular de condiciones experimentales que nos permitirá describir los requisitos físicos del experimento, esto forma parte vital en el proyecto de investigación.

3. ¿ Cuáles son los parámetros relevantes en el proceso de análisis de componentes principales e independientes de las señales electroencefalográficas?

Con esta pregunta se pretende identificar que variables deben ser tomadas en el momento en que las señales sean analizadas con el fin de responder a la pregunta de investigación.

2.1.2. Análisis de documentos

La tabla 2.1 describe información de referencia acerca de los estudios relevantes.

Cuadro 2.1: Artículos Seleccionados.

	Autores	Año	Título del artículo	Revistas o Tesis
1	Andras Kondacs and Mihaly Szabo	1999	Long-term intra-individual variability of the background EEG in normals [30]	Clinical Neurophysiology.
2	Markus Napflin and Marc Wildi and Johannes Sarnthein	2007	Test-retest reliability of resting EEG spectra validates a statistical signature of persons [25]	Clinical Neurophysiology
3	R.E. Dustman and D.E. Shearer and R.Y. Emmerson	1999	Life-span changes in EEG spectral amplitude, amplitude variability and mean frequency [31]	Clinical Neurophysiology
4	L.K McEvoy and M.E Smith and A Gevins	2000	Test-retest reliability of cognitive EEG [32]	Clinical Neurophysiology
5	Hawkes, CH and Prescott, RJ	1973	EEG variation in healthy subjects [33]	Electroencephalography and clinical neurophysiology
6	Oken, BS and Chiappa, KH	1988	Short-term variability in EEG frequency analysis [34]	Electroencephalography and clinical Neurophysiology
7	Salinsky, MC and Oken, BS and Morehead, L	1991	Test-retest reliability in EEG frequency analysis [35]	Electroencephalography and clinical neurophysiology

8	Nam G. Lee and Sung K. Kang and Dong R. Lee and Han J. Hwang and Ji H. Jung and Joshua (Sung) H. You and Chang H. Im and Dong A. Kim and Jung A. Lee and Ki S. Kim	2012	Feasibility and Test-Retest Reliability of an Electroencephalography-Based Brain Mapping System in Children With Cerebral Palsy: A Preliminary Investigation [36]	Archives of Physical Medicine and Rehabilitation
9	Corsi-Cabrera, M and Solis-Ortiz, S and Guevara, MA	1997	Stability of EEG inter- and intrahemispheric correlation in women [37]	Electroencephalography and clinical neurophysiology
10	McEvoy, Linda K and Pellouchoud, Emiliana and Smith, Michael E and Gevins, Alan.	2001	Neurophysiological signals of working memory in normal aging [38]	Cognitive Brain Research
11	Fingelkurts, Alexander A and Fingelkurts, Andrew A and Ermolaev, Victor A and Kaplan, Alexander Ya	2006	Stability, reliability and consistency of the compositions of brain oscillations [39]	International Journal of Psychophysiology
12	Fingelkurts, Alexander A and Kähkönen, Seppo and Fingelkurts, Andrew A and Kivisaari, Reetta and Borisov, Sergei and Puuskari, Varpu and Jokela, Olga and Autti, Taina	2007	Composition of EEG oscillations and their temporal characteristics: Methadone treatment [40]	International journal of psychophysiology

13	Basile, Luis FH and Anghinah, Renato and Ribeiro, Pedro and Ramos, Renato T and Piedade, Roberto and Ballester, Gerson and Brunetti, Enzo P	2007	Interindividual variability in EEG correlates of attention and limits of functional mapping [41]	International Journal of Psychophysiology
14	Knyazev, Gennady G	2009	Is cortical distribution of spectral power a stable individual characteristic? [42]	International Journal of Psychophysiology
15	Fingelkurts, Alexander A and Fingelkurts, Andrew A and Rytsälä, Heikki and Suominen, Kirsi and Isometsä, Erkki and Kähkönen, Seppo	2006	Composition of brain oscillations in ongoing EEG during major depression disorder [43]	Neuroscience research
16	Corsi-Cabrera, M and Solis-Ortiz, S and Guevara, MAT-hompson, James and Sebastianelli, Wayne and Slobounov, Semyon	2005	EEG and postural correlates of mild traumatic brain injury in athletes [44]	Neuroscience Letters
17	Maltez, José and Hyllienmark, Lars and Nikulin, Vadim V and Brismar, Tom	2004	Time course and variability of power in different frequency bands of EEG during resting conditions [45]	Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology
18	Näpflin, Markus and Wildi, Marc and Sarnthein, Johannes.	2008	Test-retest reliability of EEG spectra during a working memory task [46]	Neuroimage

19	Nuwer, Marc R and Hovda, David A and Schrader, Lara M and Vespa, Paul M.	2005	Routine and quantitative EEG in mild traumatic brain injury [47]	Clinical Neurophysiology
20	Haegens, Saskia and Cousijn, Helena and Wallis, George and Harrison, Paul J and Nobre, Anna C.	2014	Inter-and intra-individual variability in alpha peak frequency [48]	Neuroimage
21	Martini, Nicola and Menicucci, Danilo and Sebastiani, Laura and Bedini, Remo and Pingitore, Alessandro and Vanello, Nicola and Milanesi, Matteo and Landini, Luigi and Gemignani, Angelo.	2012	The dynamics of EEG gamma responses to unpleasant visual stimuli: From local activity to functional connectivity [49]	Neuroimage
22	Jelmer P. Borst and John R. Anderson.	2015	The discovery of processing stages: Analyzing EEG data with hidden semi-Markov models [50]	Neuroimage
23	Ferree, Thomas C and Brier, Matthew R and Hart, John and Kraut, Michael A.	2009	Space-time-frequency analysis of EEG data using within-subject statistical tests followed by sequential PCA [51]	Neuroimage

24	Douglas D. Garrett and Gregory R. Samanez-Larkin and Stuart W.S. MacDonald and Ulman Lindenberger and Anthony R. McIntosh and Cheryl L. Grady.	2013	Moment-to-moment brain signal variability: a next frontier in human brain mapping? [22]	Neuroscience And Bio-behavioral Reviews
----	--	------	---	---

2.2. Análisis comparativo y discusión

En esta sección se hace el estudio y análisis a los artículos seleccionados, el objetivo principal es darle respuesta a las preguntas de investigación planteadas y ver el enfoque que los autores dan a cada documento.

De acuerdo a los resultados obtenidos los artículos que dan respuesta a la primera pregunta de investigación son 20, de los cuales uno [38] tiene en cuenta sujetos sanos en todo el rango de edades cuya característica constante, fue la media de su IQ=123; solo en uno [36] se aborda en el tema de selección, niños sanos y niños con parálisis cerebral; los 18 restantes también dan respuesta a las otras dos preguntas investigativas. En [37] se encuentra una experimentación hecha exclusivamente con mujeres jóvenes que no presentaban enfermedad, en contraste [31] hace su proceso de selección con 222 hombres, igualmente sanos, cuyas edades variaban pasando por todo el ciclo vital. También se pueden encontrar artículos [40] cuyo proceso de selección incluyen exclusivamente participantes con algún tipo de adicción a sustancias psicoactivas, por otro lado, en [43] se hace una experimentación con sujetos depresivos que no reciben ninguna medicación. La mayoría de los estudios presentan en detalle su proceso de selección de participantes, el promedio en el rango de edades para cualquier tipo de experimento esta entre los 21 y 42 años, para el presente proyecto de investigación, se opto por tomar un rango entre los 25 y 35 años, el cual se adapta a los parámetros utilizados comúnmente en la literatura estudiada, para la formulación de las diferentes características se tienen en cuenta distintos aspectos de acuerdo al resultado que desean generar.

Para la segunda pregunta de investigación, responden a ella 22 artículos, cinco de estos describen un tipo de actividad hecha por los participantes limitada a tener los ojos cerrados

[30, 31, 34, 44, 46] y solo uno [44], cuya actividad además consistía en permanecer unos segundos con los ojos abiertos. En [33, 42, 43, 49], programan como actividades tareas visuales solo en [41] se pide a los participantes responder a tareas auditivas, visuales y de atención; Cada una de estas tareas tenían una duración que oscilaba entre los 80 segundos y los 20 minutos.

Todas las experimentaciones utilizaron el Sistema Internacional 10-20 y los intervalos de medición en las pruebas inter-test presentan unos rangos amplios (desde unos cuantos segundos hasta varios meses de espacio temporal desde la primera prueba).

No se encontró ninguna coincidencia en el equipo hardware utilizado ni en el número de electrodos implementados en las experimentaciones, sin embargo la gran mayoría aplicaban el sistema 10-20, por lo que se entiende que estos parámetros se pueden ajustar al diseño experimental definido por los requerimientos de cada proyecto.

Por último 21 artículos, dan respuesta a la tercera pregunta de investigación, cuatro de ellos [25, 42, 47, 51], contribuyen de manera específica con el tercer interrogante y dos [37, 40], utilizan las técnicas de medida de variabilidad requeridas por este proyecto adicional a la los procedimientos relacionados con FFT, no existe evidencia suficiente en los documentos, que aborden el tema de variabilidad en IC, en el dominio del tiempo.

Las bandas de guarda utilizadas en los filtros siempre oscilaban entre los [0-100] Hz, esta frecuencia es escogida ya que el 98 % de la potencia espectral recae en este intervalo de frecuencias [52].

Para finalizar, el proceso de investigación presentado en este capítulo, permite concluir que no hay evidencias suficientes que puedan dar respuesta a la pregunta de investigación propuesta al principio de este documento. Esta conclusión garantiza la necesidad de desarrollar el proyecto de grado que permitirá, bajo condición de un feliz término, proponer una solución concreta y viable al interrogante mencionado.

Capítulo 3

Conceptos Generales

3.1. Señales Bioeléctricas

La actividad bioeléctrica es un proceso espacio-temporal, es decir, se encuentra espacialmente distribuida sobre las tres dimensiones de los órganos y tejidos, y evoluciona con el tiempo. Entender esta premisa es de gran importancia para interpretar correctamente este tipo de señales, no solo en el dominio del tiempo, sino también en el dominio del espacio [53].

A escala microscópica se considera que las señales bioeléctricas son generadas a nivel celular, específicamente por los canales de iones¹ y las bombas² dentro de las membranas celulares. El drenado del potencial alcanzado por medio de la liberación de iones a través de la expulsión de las proteínas cargadas, dan lugar a los voltajes que se pueden observar [54]; mientras que a nivel macroscópico, la premisa es que las señales bioeléctricas se deben a la suma de las diferencias de potencial eléctrico a través de un tejido especializado o un órgano.

Como ejemplos de señales bioeléctricas a nivel macroscópico se encuentra el Electrocardiograma (ECG, por sus siglas en inglés), el Electromiograma (EMG, por sus siglas en inglés), la Electrooculografía (EOG, por sus siglas en inglés) y el Electroencefalograma (EEG, por sus siglas en inglés) [55, 56].

¹Átomo o molécula eléctricamente NO neutro.

²Transportadores activos primarios que realizan el transporte de solutos contra gradiente.

ECG

Un ECG es la grabación de la actividad eléctrica del corazón durante un período de tiempo determinado. Las señales capturadas en el ECG se deben a los potenciales eléctricos, resultado de la polarización y despolarización del tejido cardíaco. Esta conducción eléctrica genera impulsos que se reflejan en formas de ondas conocidas como el complejo QRS, la onda P y la onda T [57]. En la figura 3.1 se puede apreciar una persona a la que se le está realizando un electrocardiograma.

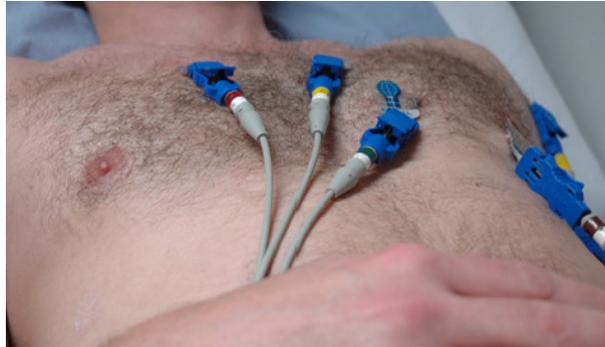


Figura 3.1: Adquisición de señales ECG. Fuente: Htuk (2015).

EMG

Cada vez que se activa un músculo se produce una señal electromiográfica. Dicha activación puede deberse a una variación en el patrón de la fibra muscular, a cambios en el flujo sanguíneo, a variaciones en la actividad neural, a modificación de la conductividad de la piel, o al cambio de forma y tamaño, tanto del músculo como de la grasa corporal [58]. En la figura 3.2 se puede apreciar una persona que tiene dispuestos electrodos para la realización de una captura de señales electromiográficas.

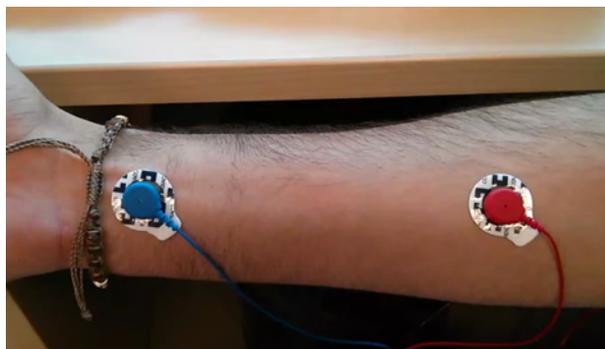


Figura 3.2: Adquisición de señales EMG. Fuente: Alquezar, C. (2014)

EOG

Hay diferentes tipos de movimientos de los ojos, todos ellos generan un potencial eléctrico que produce una diferencia de potencial entre la cornea y la retina. Este potencial es capturado en el EOG mediante la aplicación de electrodos cerca de los músculos oculares [59]. En la figura 3.2 se puede apreciar una persona con electrodos faciales para la realización de una captura de señales electrooculográficas.

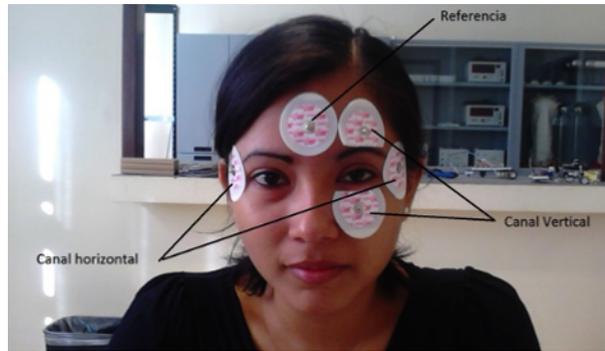


Figura 3.3: Adquisición de señales EOG. Fuente: Bautista, D. (2014).

EEG

EEG es la grabación de la actividad eléctrica del cerebro. El cerebro humano está formado por neuronas y estas producen una corriente iónica que fluye desde una neurona a otra, dicha corriente crea potenciales que pueden ser medidos y capturados [5]. En la figura 3.4 se observa una persona que tiene dispuesto un gorro para grabación de señales EEG.

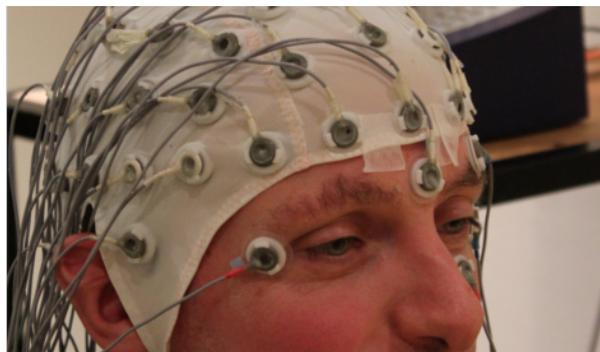


Figura 3.4: Adquisición de señales EEG. Fuente: Hope, C. (2012).

Por la naturaleza del presente trabajo de grado, se abordará el EEG como la señal bio-

eléctrica principal y por tal razón, a continuación se profundizará en el sistema nervioso humano.

3.1.1. Sistema Nervioso Humano

El Sistema Nervioso (SN) humano, apreciable en la figura 3.5, funciona como una unidad anatómica y fisiológica de alta velocidad. Controla los movimientos del cuerpo con gran precisión haciendo uso de su capacidad para recibir, procesar y transmitir información en forma de señales químicas y eléctricas. Dichas señales proporcionan capacidades cognitivas, tales como la percepción, el pensamiento, la memoria y la emoción [60].

Puesto que las funciones del SN son múltiples y se solapan entre si, es un sistema complejo que puede clasificarse de diferentes maneras. Uno de los criterios de clasificación es la diferenciación morfológica, la cual lo divide en dos sistemas, un Sistema Nervioso Periférico (SNP) y un Sistema Nervioso Central (SNC) [60, 61]. El SNP consiste en todas las extensiones neurales (nervios) que se encuentran fuera de los tejidos centrales y conectan el resto del cuerpo, mientras que el SNC consiste en la médula espinal y el encéfalo [62].

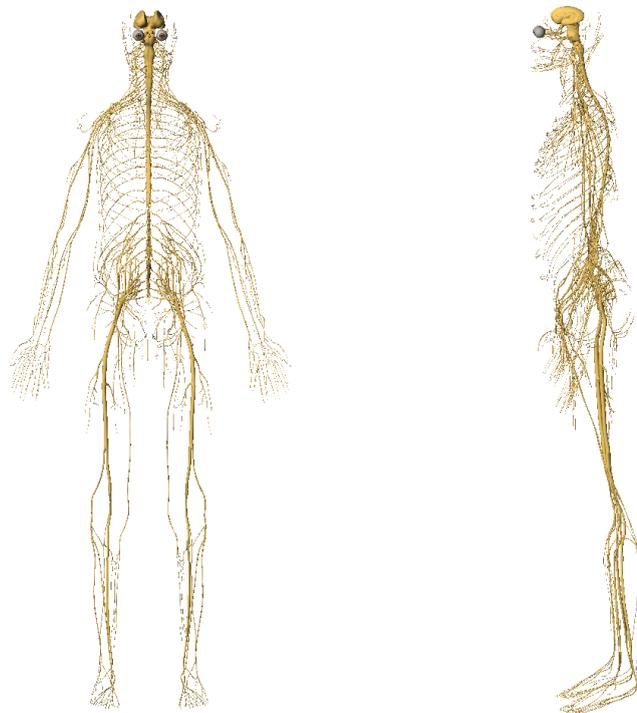


Figura 3.5: Sistema Nervioso Humano aislado. Visión frontal e izquierda. Fuente: Propia desde Muscle Premium.

3.1.1.1. Neurona

Dimensionar la aparente simplicidad de la neurona como unidad funcional permite entender la razón por la que la naturaleza ha tardado más de 700 millones [2] de años de evolución para generar lo que hoy se conoce como la mente. Más adelante se analizará gradualmente el SN a niveles macroscópicos, que permitan comprender algunas de las propiedades asombrosas del cerebro humano (compartidas en su mayoría con sus ancestros menos evolucionados).

La representación de una neurona puede observarse en la figura 3.6. Es posible apreciar que ésta se encuentra formada por un cuerpo celular o soma, del que se originan dos tipos básicos de prolongaciones; las dendritas y los axones. Una neurona puede tener varias dendritas, es decir, varios segmentos receptores donde finaliza la sinapsis con otras neuronas. Los axones son el segmento proyector de la neurona y son los responsables de conducir el estímulo nervioso hacia las demás neuronas o hacia otras células. Cada neurona posee únicamente un axón [61].

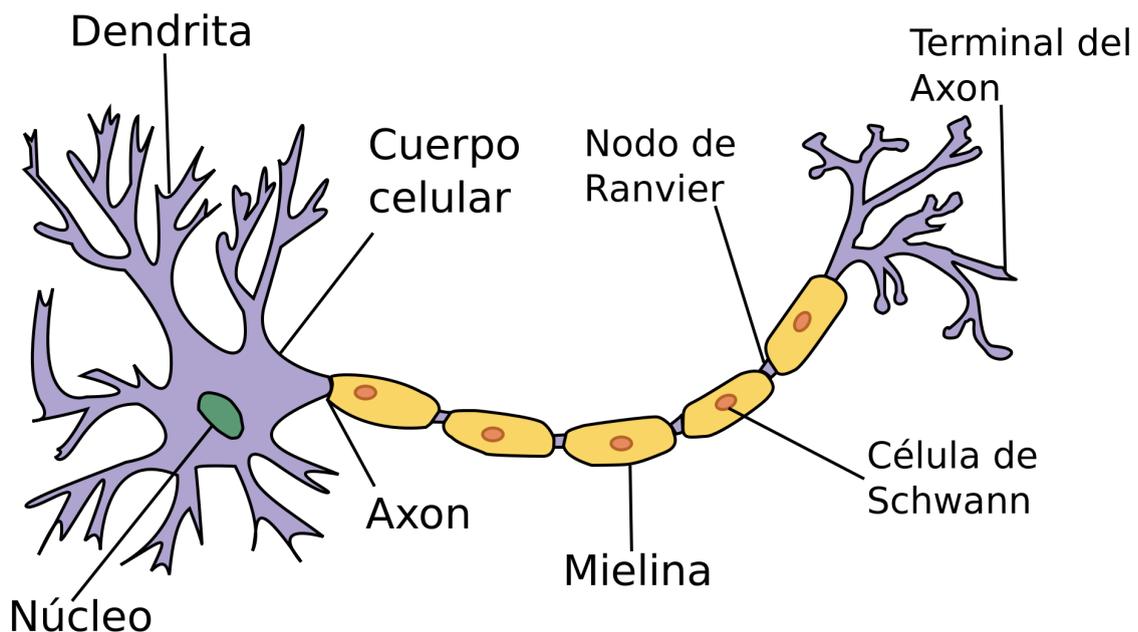


Figura 3.6: Diagrama básico de una neurona. Fuente: US Federal (2005).

Como se puede llegar a advertir en la figura 3.7, las neuronas no son las células más abundantes del SNC, se estima que por cada 100 mil millones de neuronas existen aproxi-

madamente un billón (factor 1:10) de células neurogliales [61]. Las neuroglías son células de soporte (físico y funcional) para las neuronas y les ayudan en su función esencial. Por ejemplo, los astrocitos, que son las principales y más numerosas células gliales, captan los neurotransmisores sobrantes del medio extracelular y los eliminan (manteniendo constante el medio interno), permitiendo que las neuronas se comuniquen correctamente [61].

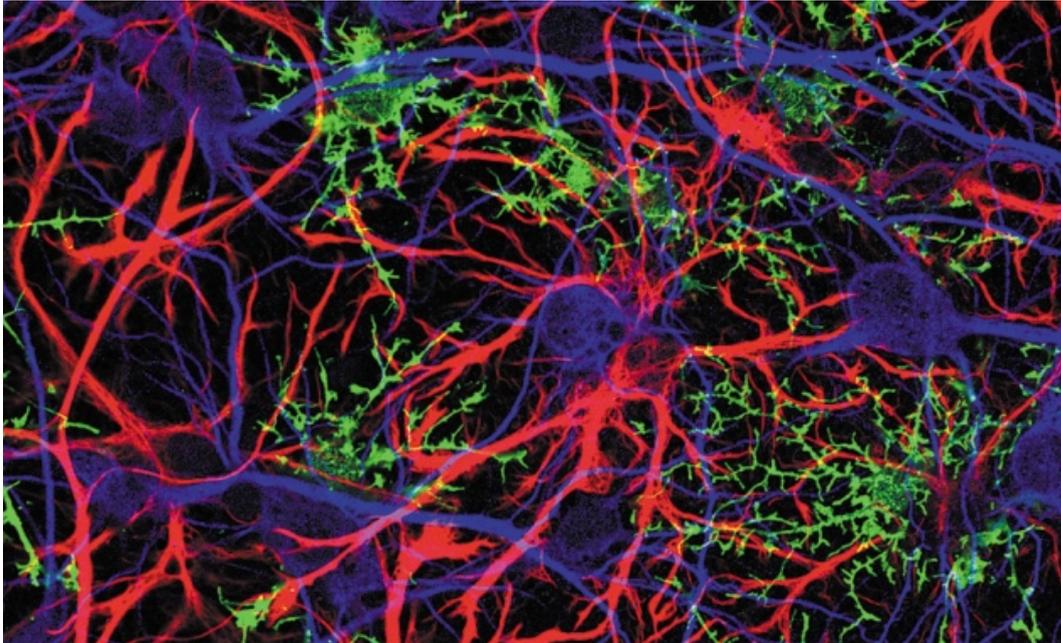


Figura 3.7: Células neurogliales (rojo y verde) y Neuronas (azul) del cerebro de una rata. Fuente: Cohen, J. (2013).

3.1.1.2. Sistema Nervioso Periférico

El SNP, representado en la figura 3.8, es el aparato del sistema nervioso formado por nervios y neuronas que se extienden fuera del SNC, ramificándose progresivamente hacia los miembros y los órganos. Las estructuras comúnmente conocidas como nervios están constituidas por muchos arreglos ordenados de células nerviosas conectadas. Estos arreglos, denominados ganglios, cumplen la tarea de transportar información desde (ganglios motores) y hacia (ganglios sensores) el SNC [60, 63].



Figura 3.8: Sistema Nervioso Periférico aislado. Visión isométrica. Fuente: Elaboración propia desde Muscle Premium.

3.1.1.3. Sistema Nervioso Central

El SNC, representado en la figura 3.9, consiste en el encéfalo y la médula espinal, los cuales forman una unidad estructural y funcional [61]. El SNC se distingue del SNP porque se encuentra recubierto por tres capas de membranas que lo protegen. Además el SNC también se encuentra protegido por el recubrimiento óseo [61] de la médula espinal en la columna vertebral y el del encéfalo es el cráneo [64].

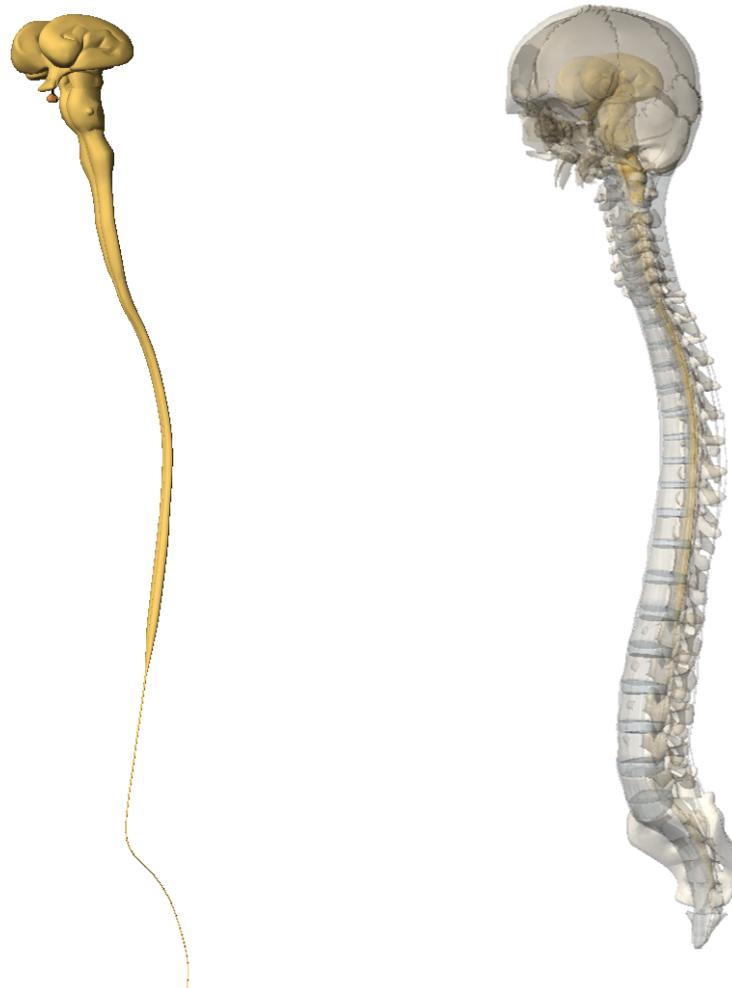


Figura 3.9: SNCI aislado y SNC, Cráneo y Columna Vertebral in situ. Visión isométrica.
Fuente: Elaboración propia desde Muscle Premium.

1. **Médula Espinal**

La médula espinal es una estructura cilíndrica alargada, de unos 45 cm de largo, que se extiende desde el bulbo raquídeo hasta un nivel entre la primera y segunda vértebra lumbar de la columna vertebral. Los nervios espinales o raquídeos constituyen la vía de comunicación entre la médula espinal y la inervación de regiones específicas del organismo [65].

2. **Encéfalo**

El encéfalo, apreciable en la figura 3.10 es la estructura nerviosa que se encuentra contenida en el cráneo y esta compuesto principalmente por el tallo encefálico, el

cerebelo y el cerebro [66].

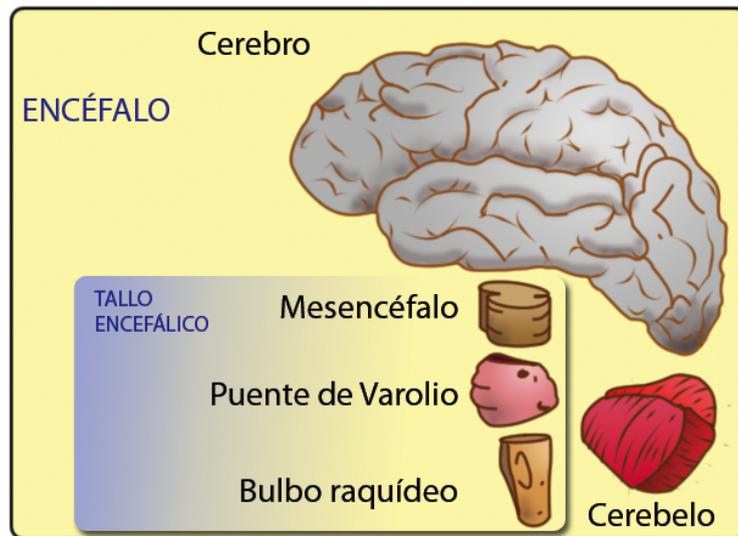


Figura 3.10: Encéfalo. Fuente: Snell RS (2003).

El Cerebro

El cerebro es la parte más grande del encéfalo y se comporta básicamente como el centro de procesamiento de información del organismo. Recibe señales de las neuronas sensoriales del sistema nervioso central y el periférico; en respuesta genera y envía señales que indican a las partes correspondientes del cuerpo como moverse o reaccionar [60]. El cerebro se encuentra cubierto por tejido nervioso de materia gris (neuronas) llamado corteza cerebral, donde se integran señales recibidas desde el cuerpo con señales procedentes de áreas adyacentes del cerebro, dando lugar a la percepción, la imaginación, el pensamiento, el juicio, la decisión y la conciencia [67].

Corteza Cerebral

La corteza cerebral o córtex es la capa superficial de la materia gris del cerebro. La superficie del córtex está llena de pliegues que reciben el nombre de circunvoluciones [61]. Las depresiones más profundas entre esos pliegues se denominan cisuras, y las menos profundas, surcos. La cisura más prominente es la hendidura inter-hemisférica, la cual divide el cerebro en dos hemisferios cerebrales, derecho e izquierdo [68]. Una ilustración de estas estructuras cerebrales pueden apreciarse en las figuras 3.11 y 3.12.



Figura 3.11: Cisuras cerebrales. Fuente: Propia basada en información de neuropedia-tra.org.

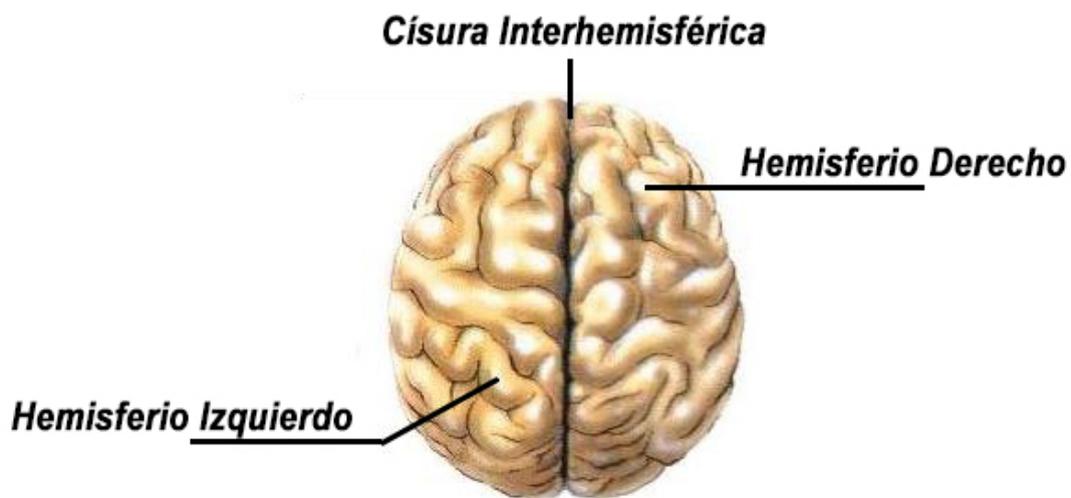


Figura 3.12: Hemisferios cerebrales. Fuente: Propia basada en información de neuropedia-tra.org.

Cada hemisferio cerebral se subdivide macroscópicamente en lóbulos: lóbulo insular, lóbulo límbico y cuatro más que se denominan según el nombre los huesos que los envuelven: frontal, parietal, temporal y occipital. Debido a que la electroencefalografía no invasiva permite capturar principalmente las señales que se proyectan sobre el cuero cabelludo, serán estos cuatro últimos hemisferios, apreciables en la figura 3.13, los que tendrán más relevancia en el presente documento.

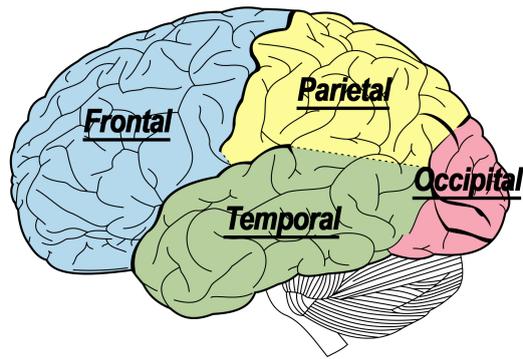


Figura 3.13: Lóbulos cerebrales. Visión lateral izquierda. Fuente: Propia basada en Vandyke Carter, H. (1918).

3.1.2. Áreas Funcionales de la Corteza Cerebral

Como se observa en la figura 3.14, las funciones del cerebro son numerosas y complejas. En general, el córtex se divide en tres grandes tipos de áreas funcionales: áreas sensoriales (reciben e interpretan impulsos relacionados con las sensaciones) áreas motoras (inician movimientos); y áreas de asociación (funciones de integración complejas) [69].

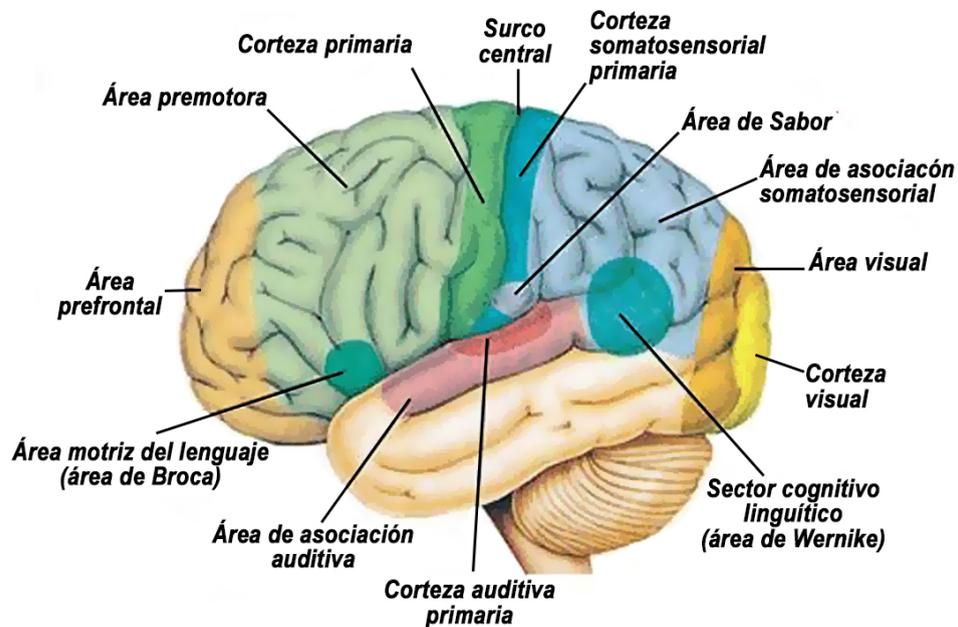


Figura 3.14: División macroscópica del córtex cerebral aislado. Visión lateral izquierda. Fuente: Propia basada en información de antroporama.net.

3.1.2.1. Áreas Sensoriales

Las áreas sensoriales están situadas principalmente en la parte posterior de la corteza cerebral, detrás de la cisura central, ya que desde ahí tienen una conexión más directa con los receptores sensoriales periféricos.

1. Área Somatosensorial Primaria

Se localiza inmediatamente detrás de la cisura central o de Rolando. Recibe sensaciones de receptores relacionados al tacto, propioceptivos (posición articular y muscular), dolor y temperatura. La función principal del área somatosensorial es localizar con exactitud los puntos del cuerpo donde se originan las sensaciones [60, 68].

2. Área Visual

Es el área que se encarga de la visión, comprende todo el lóbulo occipital y las partes posteriores de los lóbulos parietales y temporales. El área visual es sensible a la posición y orientación de los bordes, la dirección y velocidad de movimiento de los objetos, la profundidad estereoscópica, el brillo y el color [60].

3. Área Auditiva

El área auditiva se localiza en el lóbulo temporal y es la encargada de interpretar características complejas de los sonidos como la frecuencia y el volumen. En esta área hay neuronas que reaccionan sólo cuando un sonido se inicia o se detiene, otras se activan con las repeticiones y duraciones, y otras responden a la diferencia en tiempo y en intensidad con que el sonido llega a los oídos [60].

4. Área Gustativa

Se localiza en la base de la cisura central, por encima de la Cisura de Silvio y percibe estímulos gustativos [61].

5. Área Olfatoria

Se localiza en la parte inferior del lóbulo frontal y recibe impulsos relacionados con la detección de odorantes capturadas por las neuronas olfatorias receptoras [61].

3.1.2.2. Áreas Motoras

Las áreas motoras están situadas en el lóbulo frontal, en la circunvolución prerolándica, inmediatamente delante de la cisura central o de Rolando. Cada región del área controla la contracción voluntaria de músculos o grupos musculares específicos [61].

1. **Área de Broca**

Se localiza en uno de los lóbulos frontales (el izquierdo en la mayoría de las personas), en un plano superior a la cisura de Silvio. Controla el movimiento de los músculos necesarios para hablar y articular correctamente los sonidos [70].

2. **Áreas de Asociación**

Las áreas de asociación realizan funciones de integración complejas, tales como la memoria, las emociones, la comunicación hablada, etc. Las áreas de asociación están conectadas entre si mediante canales denominados fascículos de asociación [61].

3. **Área de Asociación Somatosensorial**

Se localiza justo posterior al área somatosensorial primaria, su función es integrar e interpretar las sensaciones (por ejemplo, determinar la forma y textura de un objeto sin verlo) [61].

4. **Área de Asociación Visual**

Se localiza en el lóbulo occipital y su función es relacionar las experiencias visuales previas y actuales, además de ser esencial para reconocer y evaluar lo que se observa [71].

5. **Área de asociación auditiva**

Se localiza en un plano posterior al área auditiva y permite discernir si los sonidos corresponden al habla, la música o ruido [61].

6. **Área de Wernicke**

Se localiza en la región frontera entre los lóbulos temporal y parietal y permite interpretar el significado del habla y el contenido emocional del lenguaje hablado (por ejemplo, enfado, alegría) [70, 72].

7. **Área promotora**

Se localiza delante del área motora y permite la ejecución de actividades motoras complejas y secuenciales [61].

3.2. Electroencefalografía

La electroencefalografía tiene su origen en la segunda mitad del siglo XVIII, donde Luigi Galvani con sus famosos experimentos con patas de ranas que se contraían vigorosamente a causa de la interacción con dos metales, sentó las bases de una nueva ciencia denominada electrofisiología [73]. Después, Hermann von Helmholtz descubrió que las neuronas se comunican entre si haciendo uso de mensajes eléctricos. Posteriormente, Don Santiago Ramón y Cajal, con la ayuda de una técnica desarrollada por Camillo Golgi, demostró la independencia de las células nerviosas postulando que *«cada célula nerviosa es un cantón fisiológico absolutamente autónomo, siendo las neuronas unidades anatómicas, fisiológicas, genéticas y metabólicas del sistema nervioso»*, introduciendo así el concepto de lo que ahora se conoce como sinapsis, y exponiendo lo que se denomina actualmente como plasticidad neuronal de la siguiente forma: *«una creciente adaptación funcional de las neuronas se traduce por la creación y estiramiento de nuevos apéndices y, por consiguiente, por la multiplicación y diversificación de las conexiones intercelulares»* [74]. Mas adelante, en los años 1920, cuando el físico alemán Hans Berger (figura 3.15) realizo la primer medida de la actividad eléctrica del cerebro con electrodos superficiales que lograron capturar las señales bioeléctricas, nacieron los electroencefalogramas humanos basados en electrodos ubicados sobre el cuero cabelludo. Desde entonces la interpretación de los patrones en el EEG, en gran parte, continua siendo un reto [75].



Figura 3.15: Hans Berguer. Fuente: Dominio Público (1920).

En los primeros estudios, los investigadores medían la amplitud y la frecuencia de los trazados dibujados en papel (Figura 3.16) o en un osciloscopio. Aunque tedioso, este método produjo una medición confiable de la actividad EEG [31]. Posteriormente surgió una nueva era para este tipo de estudios cuando los computadores digitales se volvieron relativamente baratos, permitiendo a los investigadores, mediante la transformada rápida de Fourier (FFT), convertir la información EEG del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia [31].

En general, la computación y la digitalización de la información ha permitido que los registros EEG puedan ser utilizados de una manera mas fácil para la detección de muchas enfermedades que afectan el normal funcionamiento del cerebro, tanto a nivel físico como psicológico [76], y han hecho factible que los procedimientos puedan extenderse desde unos pocos minutos hasta algunas horas, e incluso puedan abarcar varios días o semanas; logrando así que la determinación de la duración del registro dependa más de la necesidad y de los resultados que se desean obtener [77] que de la capacidad de la tecnología para permitirlo.

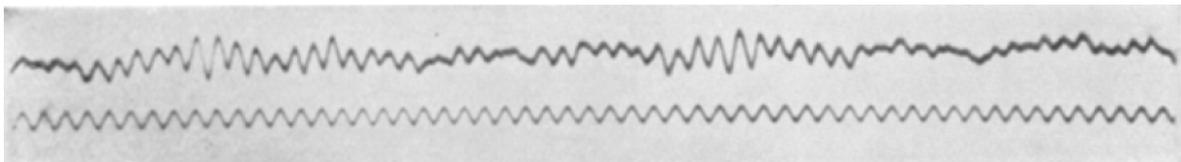


Figura 3.16: Primer EEG 1924 Vs. Señal de referencia 10 Hz. Fuente: Berger H. (1929)

Cabe señalar que además de los avances en el tratamiento de la información también ha habido desarrollos en la captura de las señales EEG; tan así es, que actualmente los potenciales bioeléctricos registrados en los EEG pueden ser medidos con procedimientos cerebralmente invasivos (a nivel cortical o intra-cortical) o bien sobre la superficie del cuero cabelludo [78].

El uso de procedimientos no invasivos representa claros beneficios para los sujetos, ya que no se requiere un proceso de recuperación postoperatorio debido a una intervención quirúrgica; sin embargo, la señal que se adquiere suele estar más contaminada por artefactos y contar con una amplitud más baja respecto a la adquirida por métodos invasivos [78], lo que puede dificultar su captura y procesamiento. A pesar de la dificultad mencionada anteriormente y aún teniéndose en cuenta que a nivel cerebral profundo se obtiene una señal entre 20 y 100 veces mejor en términos de calidad, en comparación con las obtenidas sobre la superficie del cuero cabelludo [78]; debido al perfil de quienes desarrollan el presente

trabajo de grado, el enfoque se hará sobre la electroencefalografía no invasiva basada en puntos de registro dispuestos sobre el cuero cabelludo. Obteniéndose así algunas ventajas como la rápida colocación y sustracción de los electrodos, además de los riesgos mínimos para los sujetos.

3.2.1. Electrodos

Para la captura de la actividad eléctrica generada por el tejido nervioso del cerebro desde el cuero cabelludo es necesario disponer de puntos de registro que permitan la conducción de la señal bioeléctrica al equipo de registro, estos elementos se denominan electrodos, y normalmente son una pieza de metal que conducen la corriente eléctrica y tienen además la particularidad de que difícilmente se polarizan [79]. Existen electrodos de diferentes tipos, algunos de ellos están diseñados para hacer contacto a nivel de la corteza cerebral o a nivel cerebral profundo y se conocen como electrodos invasivos; otros, como los usados en los EEG desde el cuero cabelludo hacen contacto con la piel a nivel superficial y se denominan electrodos no invasivos.

Existe una gran variedad de electrodos en el mercado, cada uno con sus características propias, especiales para sus aplicaciones específicas [80]. La fabricación de estos electrodos puede realizarse utilizando materiales y técnicas muy variadas [8, 81, 82, 83, 84]. Entre las técnicas más novedosas se encuentra la impresión 3D, una tecnología que aunque lleva varios años disponible, solo hasta hace poco tiempo se ha expandido, permitiendo en la actualidad el desarrollo de electrodos construidos en casa que cuentan con características físicas y mecánicas que pueden llegar a ser tan buenas como las que se obtienen de un electrodo comercial [85].

Otra de las clasificaciones para los electrodos distingue a los “electrodos húmedos” de los “electrodos secos” [85]. Los electrodos húmedos, tienen la particularidad de requerir la aplicación de gel conductor o pasta conductiva, la cual reduce la impedancia de la piel y ayuda a fijar el electrodo. El inconveniente de este método es que la preparación de la piel puede producir lesiones abrasivas en algunos sujetos o puede generar algún tipo de reacción alérgica manifestada en rasquiña o irritación [8, 85]. Es importante precisar que la utilización de electrodos húmedos requiere de tiempo para lograr la total preparación del sujeto, más aún cuando la cantidad de electrodos a utilizar en la prueba es significativo. La necesidad de electrodos más rápidos de emplazar ha impulsado el desarrollo de electrodos secos que eviten la aplicación de geles y pastas. Sin embargo este tipo de electrodos pueden llegar a ser más susceptibles a artefactos por movimiento y a la acumulación de sudor, y

debido a que deben mantenerse presionando la superficie del cuero cabelludo, es necesario el uso de aditamentos mecánicos. Sin embargo una gran ventaja de los electrodos secos en comparación con los húmedos, es que los artefactos producidos por ruido los afectan en una menor medida [85].

Los electrodos suelen ser de oro, plata o cloruro de plata (AgCl), debido a las características físicas y eléctricas de los materiales. Estos elementos normalmente tienen forma de taza, la cual junto con la existencia de un orificio en el centro, permite la colocación de pasta conductora una vez fijado el electrodo. Dicha fijación es un proceso que consiste en una etapa inicial destinada a la preparación de la zona fijada, lo cual se logra limpiando la superficie con alcohol o con pasta abrasiva para mejorar el contacto entre el electrodo y el cuero cabelludo eliminando impurezas y piel muerta.

Normalmente para registros multicanal se utilizan comúnmente gorros o cascos con la posición de los electrodos ya prefijada, lo cual agiliza la preparación del montaje, a cambio de un menor control de la ubicación de los puntos de registro, disminuyendo la precisión en la comparación entre registros realizados en diferentes momentos.

3.2.2. Emplazamiento de Electrodos

En los inicios de la electroencefalografía Berger utilizó grandes electrodos de cojín ubicados en la frente y en la parte posterior de la cabeza, pero pronto comenzó a utilizar electrodos más localizados [86] obteniendo así una mayor resolución a nivel espacial. Posteriormente debido al extenso uso a nivel clínico y experimental del EEG, se requirió un proceso de estandarización respecto al emplazamiento de estos elementos, impulsado por la necesidad de que los resultados de los estudios publicados pudieran tener algún significado para otros investigadores, y así, las deducciones fueran comparables y los experimentos replicables para su verificación [86].

Ésta estandarización fue difícil de lograr debido a que cada laboratorio tenía sus propios procedimientos para la grabación del EEG, para el emplazamiento de electrodos, para la evaluación de los registros, e incluso en la terminología utilizada para denominar los sitios donde se ubicaban los electrodos. Una vez fundada la Sociedad Americana de Electroencefalografía en 1949 y la Federación Internacional de Sociedades de la Electroencefalografía, se llevó a cabo un gran esfuerzo para lograr estandarizar los equipos y las especificaciones de los mismos, las frecuencias de muestreo, las posiciones de los electrodos y muchos otros aspectos mas [86]. Esfuerzo que dio como resultado que en la actualidad la mayoría de

los laboratorios clínicos que realizan electroencefalogramas sigan el sistema internacional de electroencefalografía para la ubicación de electrodos, el cual fue denominado Sistema Internacional 10-20.

Este Sistema 10-20, se basa en distancias proporcionales entre puntos de referencia anatómicos del cráneo con el fin de compensar los diferentes tamaños de cabeza; definiéndose la posición de los electrodos como proporciones de 10 % o 20 % de las distancias a lo largo de la línea medida entre el inion y el nasion. De ahí la denominación de sistema 10-20 [86, 87]. Los valores porcentuales fueron elegidos para que las zonas donde se ubiquen los electrodos tengan relación con las áreas cerebrales subyacentes anatómica y funcionalmente; al mismo tiempo que proporciona una cobertura razonable de la superficie total.

Los sitios estandarizados para el emplazamiento de los electrodos del cuero cabelludo para el sistema 10-20 se ilustran en la figura 3.17.

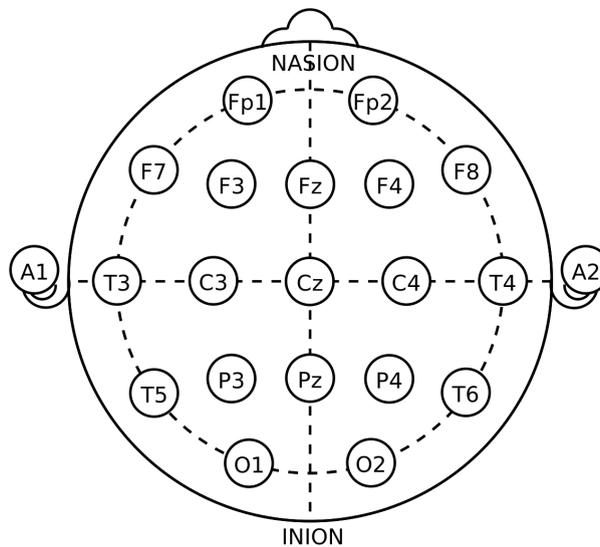


Figura 3.17: Posiciones de electrodos en el Sistema Internacional 10-20 de electroencefalografía. Fuente: Dominio Público (2010).

El sistema 10-20 utiliza letras y números para denominar cada ubicación de los electrodos. Las letras se encuentran en relación con los lóbulos cerebrales y el Zenit. Los números impares se encuentran sobre el hemisferio izquierdo y los números pares con el hemisferio derecho [86, 87]. Las posiciones A1 y A2 son las que más comúnmente se emplean para representar los puntos de referencia de las demás señales capturadas.

3.2.3. Configuraciones de los Electroodos

Adicionalmente a la ubicación de los electrodos también existen métodos o configuraciones para la grabación de señales EEG utilizados ampliamente. El método monopolar de grabación se refiere a que cada electrodo ubicado en una región considerada “activa” en cuanto a la generación de actividad eléctrica se referencia a otra región de la cabeza o el cuerpo que se supone “inactiva”; es decir, se presume que es un sitio “neutral” con respecto a la actividad eléctrica del cerebro. El lóbulo de la oreja, los mastoides y el puente de la nariz han sido ampliamente utilizados como puntos “neutrales” [86, 87].

Otro método de grabación, emplea dos electrodos en el cuero cabelludo sobre el tejido cerebral “activo”, éste método es denominado bipolar y se considera que tiene algunas ventajas sobre el método monopolar, ya que con los dos electrodos sobre el cuero cabelludo bastante próximos entre sí, se proporciona una grabación más localizada [86, 87].

Ademas de los métodos anteriormente descritos, la Sociedad Americana de Electroencefalografía y la Federación Internacional de Sociedades de la Electroencefalografía han especificado otras clases de montajes; sin embargo, para fines del presente trabajo de grado se considera suficiente la descripción del método monopolar y bipolar, ya que son frecuentemente utilizados, especificándose que la configuración aplicada, de conformidad al objetivo del proyecto y al estado del arte levantado, ha sido aplicado el método monopolar con 16 electrodos destinados a las zonas activas y referenciados a los lóbulos de la oreja.

3.2.4. Adquisición, Amplificación y Digitalización

Para capturar señales EEG es necesario implementar formas de rechazar las señales espurias, ya que aún en los registros EEG que se realizan en cámaras de Faraday, aislantes de la radiación electromagnética, se pueden capturar estas señales indeseadas. Normalmente en los equipos de electroencefalografía se sustrae la actividad eléctrica común a todos los electrodos, permitiendo que las señales en fase se cancelen, de esta forma, en teoría, toda la señal resultante corresponderá a la diferencia de potencial entre los electrodos activos y neutros, eliminándose el ruido ambiental. El parámetro que mide la capacidad de un dispositivo para cumplir esta tarea se denomina relación de rechazo en modo común (CMRR, common mode rejection ratio) [75].

Después de hacer el rechazo del voltaje común, la señal debe ser amplificada debido a que

la amplitud es del orden de los micro voltios, y una vez pasa por este proceso la señal puede transformarse a una señal discreta en el tiempo [88] mediante la toma muestras periódicas, donde cada muestra tendrá la amplitud de la señal original y así, cumpliéndose ciertos requisitos, podrá representarse unívocamente [88]. Una de las condiciones para una correcta representación es que las muestras de la señal sean tan frecuentes como para capturar correctamente la información que la caracteriza; para esto el teorema de Nyquist establece que la frecuencia de muestreo debe ser mayor a dos veces el límite superior de la señal analógica. En electroencefalografía los fabricantes de dispositivos EEG recomiendan muestrear como mínimo a una frecuencia 10 veces mayor a la de la señal origen [75] que se desee capturar.

Debido a que el muestreo convierte a todos los componentes de frecuencia de la señal analógica que se encuentran a una distancia igual a un múltiplo arbitrario de la frecuencia de muestreo en un mismo punto en la banda de datos muestreados (fenómeno indeseado apreciable en la figura 3.18, conocido como aliasing), se hace necesaria la implementación de un filtro analógico denominado pre-filtro o filtro antialiasing [69].

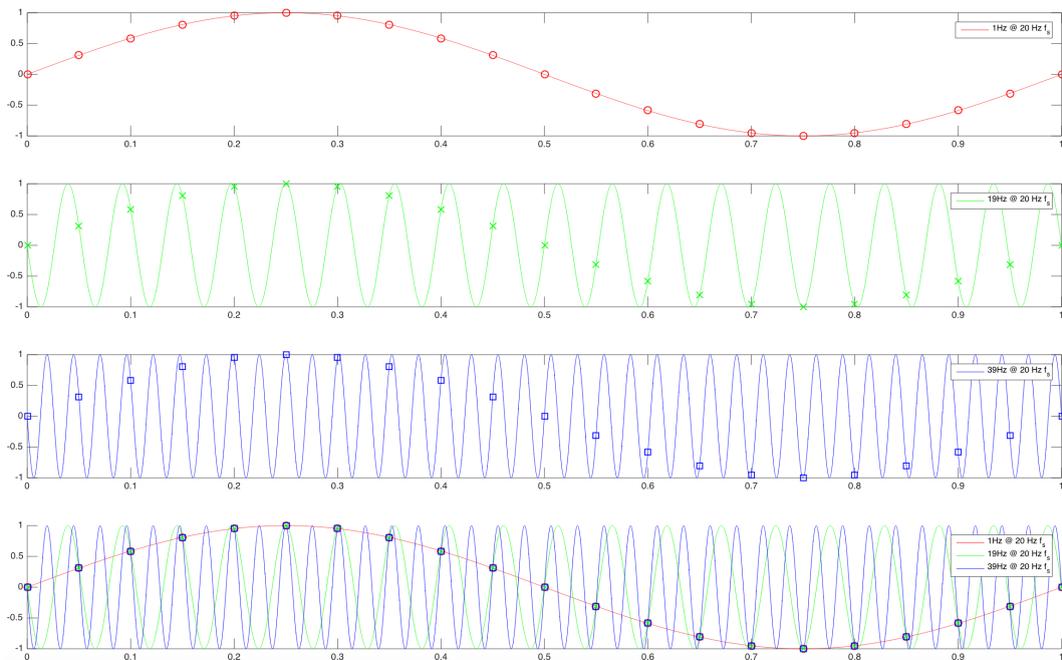


Figura 3.18: Aliasing: Tres señales analógicas sinusoidales de 1Hz (superior), 19Hz (intermedia) y 39Hz (inferior) después de ser muestreadas a 20Hz, resultan en la misma secuencia de datos. Fuente: Elaboración propia.

Una vez la señal está correctamente representada como una señal discreta en tiempo, es necesario aplicar sobre ella un proceso de cuantificación, que consiste en convertir cada valor analógico de las muestras a valores discretos. Esto se logra clasificando cada amplitud de las muestras dentro de valores discretos preestablecidos, lo cual supone pérdida de información y ruido de cuantificación, éstos efectos son irreversibles, sin embargo la magnitud de dicha pérdida está relacionada inversamente con los criterios para el establecimiento de los Niveles de Cuantificación [75]. En este caso particular, cada señal adquirida es cuantificada con 24 bits.

Después de que la señal analógica original ha pasado por todos estos procesos se obtiene una señal digital, ya que la señal resultante es discreta tanto en tiempo como amplitud. Finalmente solo resta codificar cada valor digital mediante un código binario para poder almacenarse.

3.2.5. EEG desde el cuero cabelludo (Scalp EEG)

El scalp EEG [86], es una variante no invasiva de la electroencefalografía [89] que tiene como objetivo principal capturar a nivel extra-craneal los fenómenos bioeléctricos generados por la corteza cerebral y los estímulos externos que producen momentos dipolares eléctricos en cada volumen de tejido intra-craneano [1, 15, 90]. La información capturada mediante este procedimiento puede tener una resolución temporal de milisegundos [89] en donde se reflejan los componentes vectoriales de los momentos dipolares normales a los electrodos en el cuero cabelludo; en otras palabras los dipolos tangenciales no se perciben en los electrodos utilizados en el scalp EEG.

La actividad sináptica en las neuronas piramidales (85 % de las neuronas excitatorias de la corteza cerebral humana) son la principal fuente del scalp EEG [79, 91], y la medida en la que cada uno de los dipolos, generados como consecuencia de los procesos sinápticos, aporta al registro EEG depende de la cercanía a la superficie del volumen de tejido [15].

En resumen, debido a la proximidad con los electrodos, al alto número de sinapsis córtico-corticales y a la predominante alineación paralela y normal con el cuero cabelludo de las unidades de excitación primarias o células piramidales [15] pertenecientes a las áreas más evolucionadas de la corteza cerebral o neocórtex, las que en la mayoría de los casos contribuye más significativamente dentro de los registros electroencefalógrafos de éste tipo [15].

Sin embargo, las contribuciones de las células piramidales (figura 3.19) se reflejan en el

Scalp EEG como señales de reducida amplitud (del orden 2 a 200 μV [75]), lo que las hace vulnerables a fuentes de ruido e interferencia.

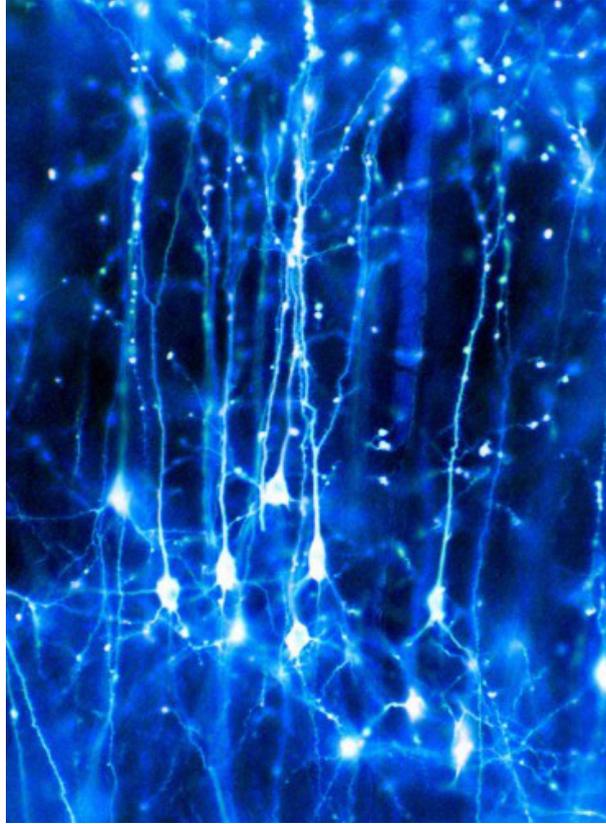


Figura 3.19: Celulas Piramidales. Fuente: Dr. Clarke J. (2003).

3.2.6. Factores que Influyen en los Registros EEG

Se considera relevante para fines del presente trabajo de grado, especificar que existen numerosos factores que alteran los fenómenos bioeléctricos producidos por el cerebro EEG [92]. Por ejemplo, durante el descanso con los ojos cerrados, se presentan unas fluctuaciones espontáneas en la potencia de las señales en la banda alfa, las cuales se producen al mismo tiempo el aumento en la potencia de la señal theta en el lóbulo occipital para unos casos, y el aumento de la potencia de la señal beta en el lóbulo parietal para otros [25, 87, 90]. Por el contrario, mientras los sujetos realizan una actividad cognitiva, el EEG que se obtiene es sensible a la dificultad de la tarea y a los cambios en el estado cognitivo de los individuos. En este sentido las ondas theta incrementan proporcionalmente con la dificultad de la tarea, sin embargo las ondas de la banda alfa se comportan de una manera inversamente proporcional [32].

Otros estímulos como la música, sonidos, diálogos, entre otros, generan un tipo de señales EEG de respuesta denominadas “potenciales relacionados a eventos” (ERP, por sus siglas en inglés), estas señales modifican el comportamiento de la actividad bioeléctrica del cerebro de tal manera, que incluso pueden ser utilizadas para analizar el desarrollo cerebral y auditivo de los niños que aún no cuentan con la capacidad del habla [11].

Las lesiones cerebrales también afectan las características de las señales bioeléctricas capturadas en el EEG. La conmoción cerebral o Lesión Cerebral Traumática Leve (MTBI, por sus siglas en inglés) es una de las lesiones más comunes, y la disminución rápida y paulatina de los síntomas de la lesión suele ser engañosa, ya que la no existencia de síntomas no necesariamente significa una correcta evolución del traumatismo. Después de sufrida una lesión cerebral el registro EEG reflejará anomalías, las cuales se pueden acentuar tanto con la posición del sujeto como por la actividad que realice. Los efectos de una lesión cerebral mantienen su presencia en los registros EEG durante largo plazo [93].

Cabe señalar que otro factor que influye en la morfología de las señales capturadas en un EEG es la ingesta de bebidas con cafeína de manera previa a una sesión, ya que es posible que ésta sustancia induzca la disminución de las ondas theta [25, 94]. De manera similar, el consumir ciertos medicamentos también afectan el resultado del registro EEG [25].

Otros factores como el deterioro mental transitorio asociado a la intoxicación por alcohol presenta efectos en las señales EEG capturadas, ya que durante una intoxicación aguda se incrementa la amplitud de las ondas alfa. Por otro lado el cansancio está asociado con la variación de la amplitud de ondas theta y la disminución de las ondas alfa [32].

La edad también es un factor que afecta la amplitud y la frecuencia de las señales EEG, durante los años de desarrollo mental y nuevamente durante el proceso de envejecimiento adulto, el cerebro se somete a un cambio sustancial. Estos cambios electrofisiológicos, se cree reflejan la madurez y la salud del sistema nervioso central [31].

3.2.7. Artefactos

Los artefactos son señales indeseadas que afectan los registros EEG, y aún a pesar de que la relación señal-ruido (NSR, por sus siglas en inglés) esté optimizada por la CMRR y la amplificación, la señal EEG puede verse afectada por señales fisiológicas del propio sujeto o señales externas a él [75], en otras palabras, el amplificar y digitalizar correctamente las señales obtenidas en el scalp EEG no asegura por si solo que la señal se encuentre limpia;

normalmente las señales EEG se encuentran mezcladas con señales denominadas artefactos, y dependiendo de las características propias del artefacto podría llegar a producir una interpretación inapropiada de los datos obtenidos en el EEG [3, 4, 5, 12, 76, 95, 96].

3.2.7.1. Artefactos de Origen Fisiológico

Los artefactos fisiológicos son aquellos generados por actividades eléctricas de origen biológico, por ejemplo, la actividad muscular, la actividad cardíaca, o el movimiento de los ojos.

1. Artefactos por Movimiento de Ojos

El EOG y el EMA (Artefacto por Movimiento de Ojos, por sus siglas en inglés) son los artefactos fisiológicos más relevantes, debido a la cercanía al cuero cabelludo a los músculos de movimiento ocular (figura 3.20) y a que el parpadeo es muy frecuente [9, 10, 97]. Este tipo de artefactos afectan a gran parte de los canales del EEG y pueden ser capturados incluso a nivel occipital debido a la potencia y a la cercanía de las fuentes [9, 10, 97]. Adicionalmente, el ángulo entre la superficie normal del electrodo y la dirección de movimiento del globo ocular también influyen en la magnitud de la contaminación percibida [89]. En la figura 3.21 se observa como el EOG y el EMA se solapan en frecuencia con el EEG [12].

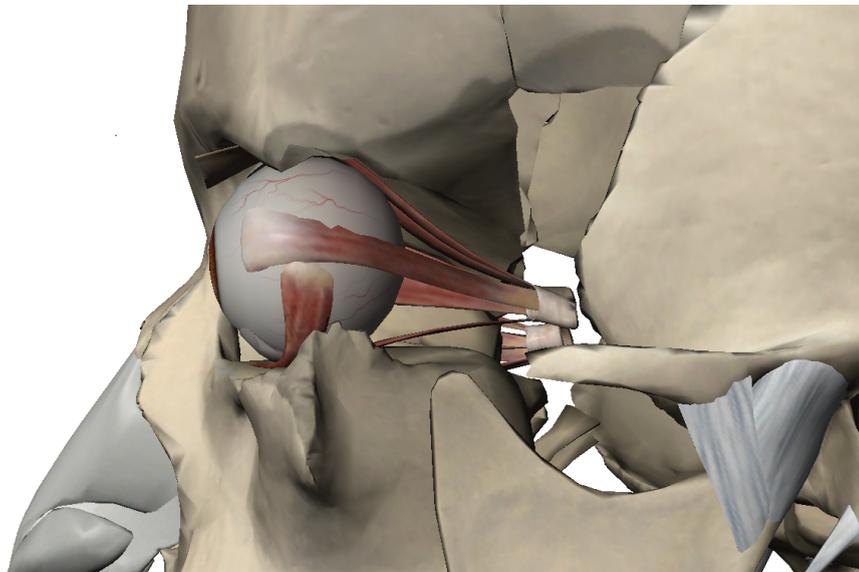


Figura 3.20: Músculos extrínsecos del globo ocular in situ. Visión lateral izquierda. Fuente: Propia desde Muscle Premium.

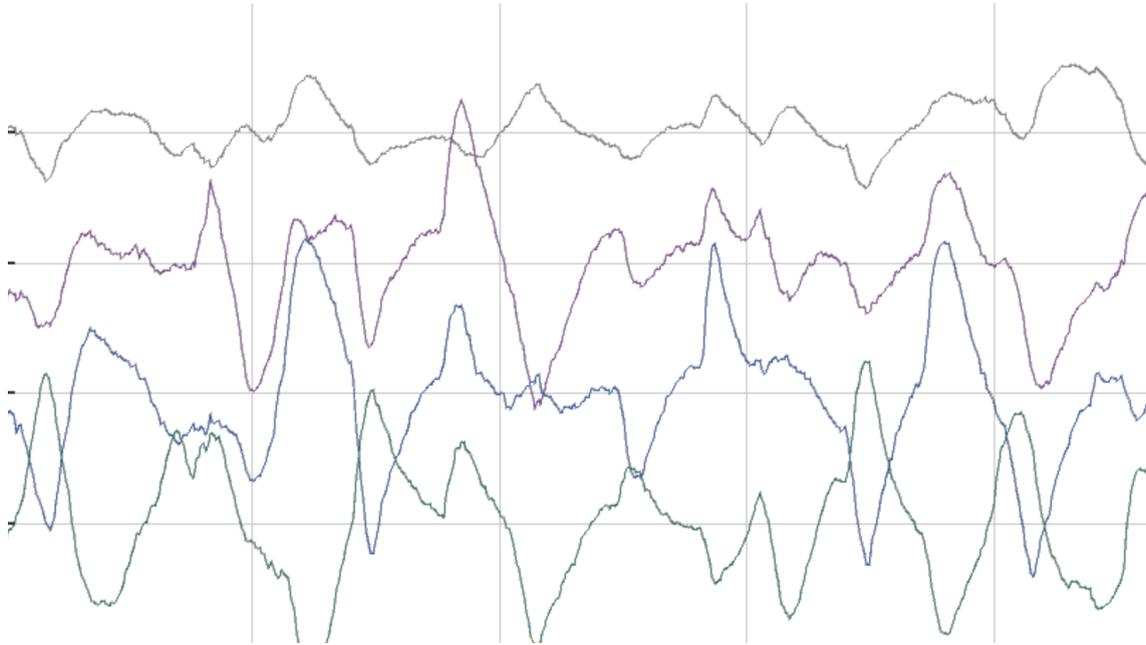


Figura 3.21: Registro de artefactos producidos por movimiento ocular presentes en los cuatro canales. Fuente: Propia desde OpenBCI GUI.

Aunque ambos artefactos contaminan en mayor medida a los electrodos anteriores, la propagación es diferente; mientras que el parpadeo y los movimientos oculares verticales se propagan siguiendo el eje anterior-posterior, los movimientos oculares horizontales afectan en mayor medida a los electrodos fonto-laterales.

2. Artefactos por Actividad Muscular

Otro tipo de artefacto fisiológico presente en la realización de EEG son las señales electromiográficas debidas a la actividad eléctrica generada por los músculos al contraerse, lo cual normalmente se resuelve si el sujeto se relaja [9, 10, 97, 98]. La magnitud de la interferencia de este artefacto sobre la señal capturada es proporcional a la frecuencia del movimiento del sujeto y la ubicación de los electrodos [12].

Al igual que con el EOG y el EMA, el EMG se solapa a nivel de frecuencia con el EEG, pero para este artefacto en particular, la superposición da lugar básicamente en la banda beta [12]. En la figura 3.22 se pueden apreciar los músculos relacionados con el proceso de masticación, los cuales, por su cercanía y fuerza producen señales tales como la visible en la figura 3.22.

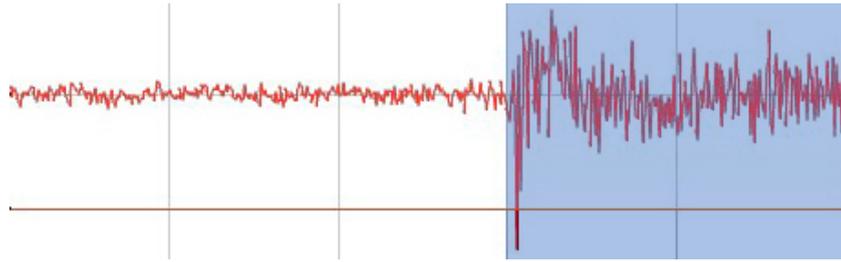


Figura 3.22: Registro de artefactos producidos por masticación. Fuente: Propia desde OpenBCI GUI.

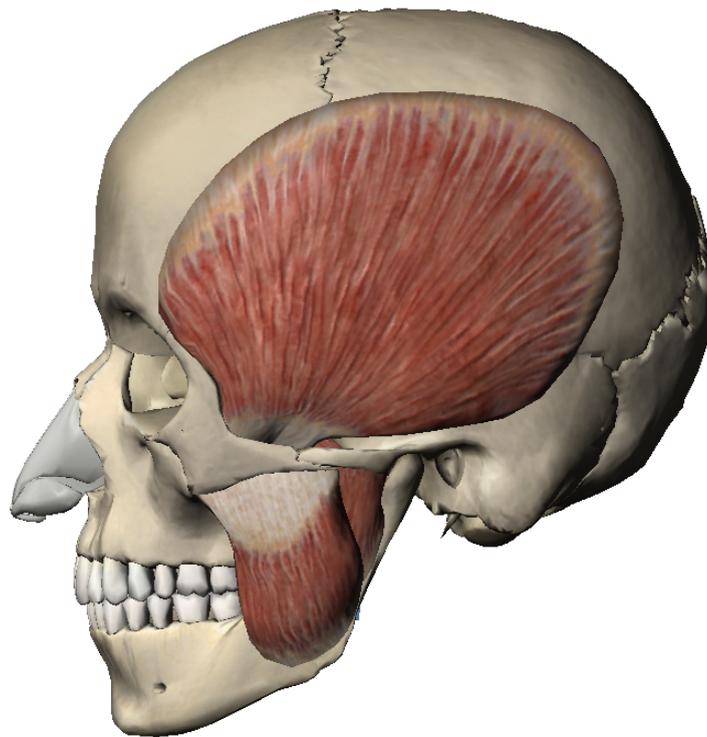


Figura 3.23: Músculos del grupo de masticación. Visión lateral izquierda. Fuente: Propia desde Muscle Premium.

3. Artefactos Cardíacos

La actividad del corazón (figura 3.24) puede contaminar el registro EEG mediante artefactos eléctricos y/o artefactos mecánicos [91].

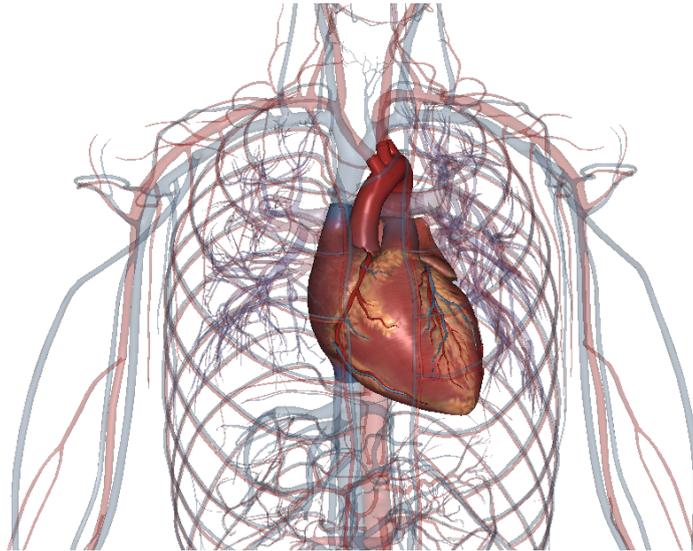


Figura 3.24: Corazón y sistema cardiovascular in situ. Fuente: Propia desde Muscle Premium.

Artefactos Cardíacos Eléctricos

Un artefacto por ECG puede ser identificado por desviaciones bruscas en las señales de los canales afectados, tal como se aprecia en la figura 3.25. El artefacto cardíaco eléctrico es producido por la captura de señales electrocardiográficas en los electrodos dispuestos para la captura del EEG [98].

Durante la captura de un EEG contaminado por artefactos cardíacos eléctricos, puede aparecer simultáneamente y de manera prominente complejos QRS [91], tal como en la figura 3.26.

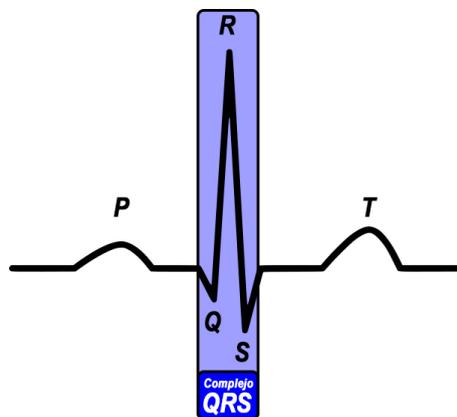


Figura 3.25: Trazado típico de un electrocardiograma. Fuente: Propia.

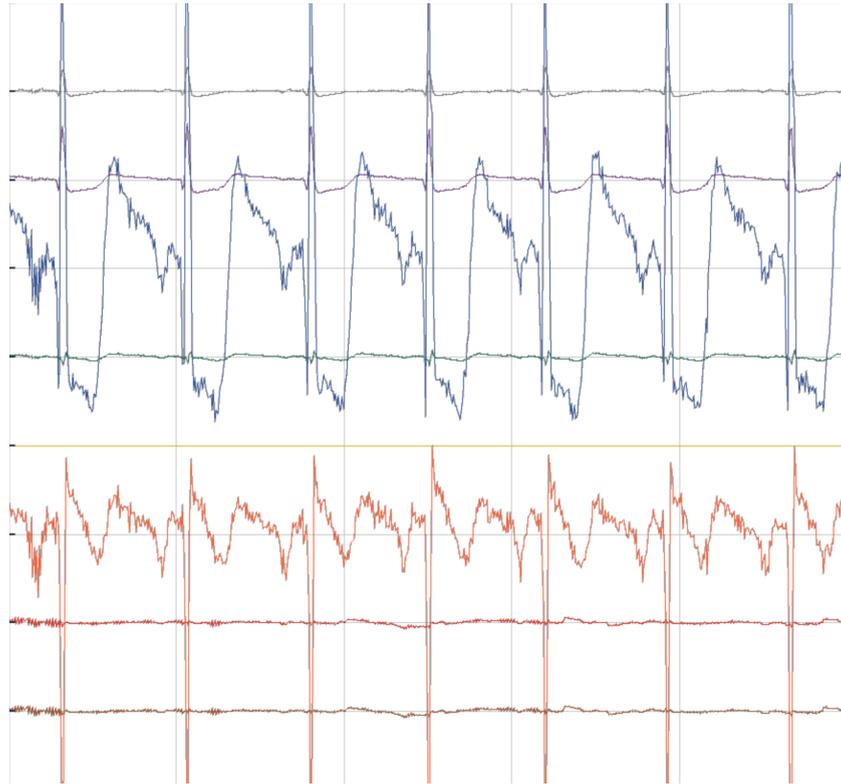


Figura 3.26: Artefacto ECG. Mayormente notorios en los canales Azul y Naranja. Fuente: Propia desde OpenBCI GUI.

Es posible observar un artefacto ECG con periodo fijo de ritmo cardíaco; sin embargo es posible observar este tipo de artefactos con intervalos irregulares producidos por arritmias.

Artefactos Cardíacos Mecánicos

1. Pulso

Un artefacto de pulso es de cierta forma similar a un artefacto ECG, con la diferencia de que en lugar de la interferencia eléctrica, el artefacto es causado por el movimiento de un electrodo como resultado de la pulsación de una arteria subyacente [9, 10, 97, 98]. Debido a la disposición de las arterias y las venas superficiales en la cabeza (figura 3.27), este tipo de artefactos es posible que se presenten con mayor frecuencia en las regiones temporal y frontal, y con menos frecuencia en la región occipital y parietal. Generalmente un artefacto de pulso se observa en un solo canal como una onda periódica lenta, similar a la señal presente en la figura 3.28 [91].

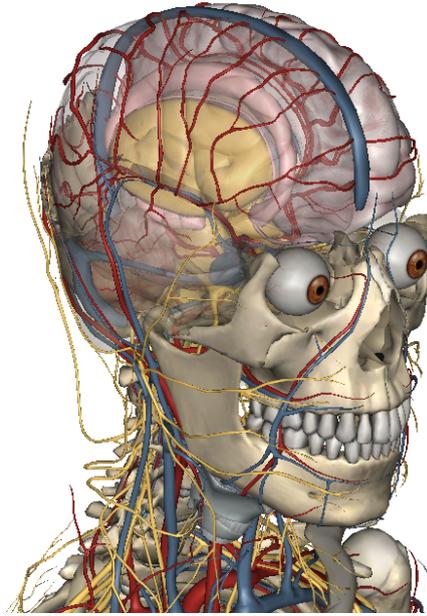


Figura 3.27: Arterias y venas de la cabeza y el cuero cabelludo. Fuente: Propia desde Muscle Premium.



Figura 3.28: Artefacto de pulso. Fuente: Propia desde OpenBCI GUI.

Se puede observar que este artefacto se presenta como una onda de baja frecuencia con intervalo regular con apariencia sinusoidal o de diente de sierra.

2. Balistocardiograma

El balistocardiograma (BCG, por sus siglas en inglés) es un tipo de artefacto, producido por la fuerza que desencadena el flujo pulsátil generado por las contracciones cardíacas, este artefacto se origina por los pequeños movimientos de la cabeza o del cuerpo relacionados directamente con la actividad del corazón [9, 10, 97]. En el caso de que el sujeto mantenga su cabeza erguida, un BCG podrá reflejarse en el movimiento de plomada de los electrodos, mientras que si el sujeto se encuentra reclinado, es probable que sea evidenciado en todos los electrodos sobre los que se apoya la cabeza. Una artefacto BCG puede ser observado en la figura 3.29.



Figura 3.29: Artefacto BCG. Fuente: Propia desde OpenBCI GUI.

3.2.7.2. Artefactos de Origen No Fisiológico

Hacen parte de este tipo de artefactos el electrodo pop, la transpiración, la creación de puentes salinos, y los artefactos externos al dispositivo [3, 5, 11, 78, 95, 99].

1. Artefactos de Electrodo

a) Electrodo Pop

Es un artefacto común que se caracteriza por ser de corta duración y alta amplitud, tal como se detalla en la figura 3.30. Se refleja en el registro EEG como una pérdida repentina de la señal. Este artefacto suele ser habitual y a menudo se corresponde con el movimiento del cuerpo debido a la respiración, aunque también puede corresponderse con el movimiento de un electrodo al ejercerse presión directa sobre el o al tirar de su cable [98].

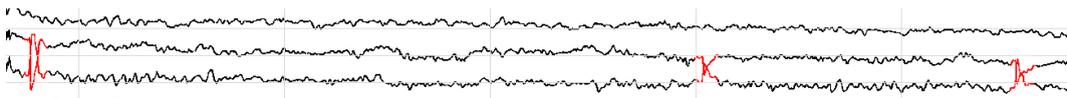


Figura 3.30: Artefactos por Electrodo Pop (Eventos resaltados con color rojo). Fuente: Propia desde OpenBCI GUI.

b) Transpiración

Los artefactos por transpiración se manifiestan como ondas de baja amplitud que típicamente tienen una frecuencia muy baja (0,25 a 0,5 Hz), tales como los observables en la figura 3.31; por lo tanto, se encuentra fuera de la gama de frecuencias que típicamente se capturan en un EEG.

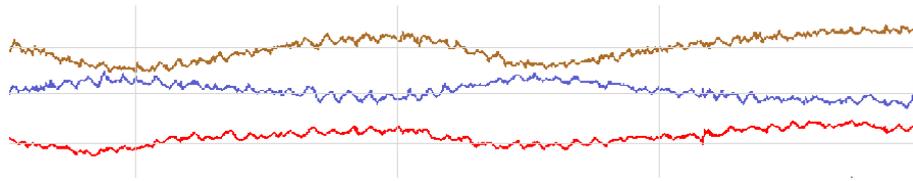


Figura 3.31: Artefacto por Transpiración presente en los tres canales. Fuente: Propia desde OpenBCI GUI.

c) Puentes Salinos

La transpiración puede formar puentes salinos, los cuales producen artefactos, debido a que generan una conexión eléctrica no deseada entre electrodos de diferentes canales. El artefacto por generación de puentes salinos se diferencia del artefacto por transpiración, porque éste disminuye drásticamente la amplitud de la señal percibida por el electrodo y tiene una oscilación nula o extremadamente baja, tal como se presenta en la figura 3.32.

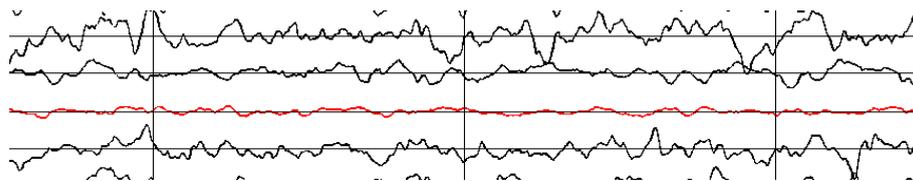


Figura 3.32: Artefacto por Puente Salino presente en el canal Rojo. Fuente: Propia desde OpenBCI GUI.

3.2.7.3. Artefactos Externos al Dispositivo

Numerosos tipos de dispositivos externos producen artefactos en los EEG, y el más común, es el producido por la alimentación propia del dispositivo de EEG y se presenta en el registro como un ruido de entre media a baja amplitud que tiene la frecuencia propia del suministro eléctrico [91] (60 Hz para Colombia).

Los cables que conectan el electrodo con el equipo de adquisición, son otra fuente típica de artefactos externos. En concreto, un mal aislamiento de estos cables puede hacerlos susceptibles a interferencias producidas por dispositivos electromecánicos, tales como ventiladores, y generadores de campos electromagnéticos como teléfonos celulares [91]. Ejemplos de este tipo de artefactos se presentan en las figuras 3.33 y 3.34.

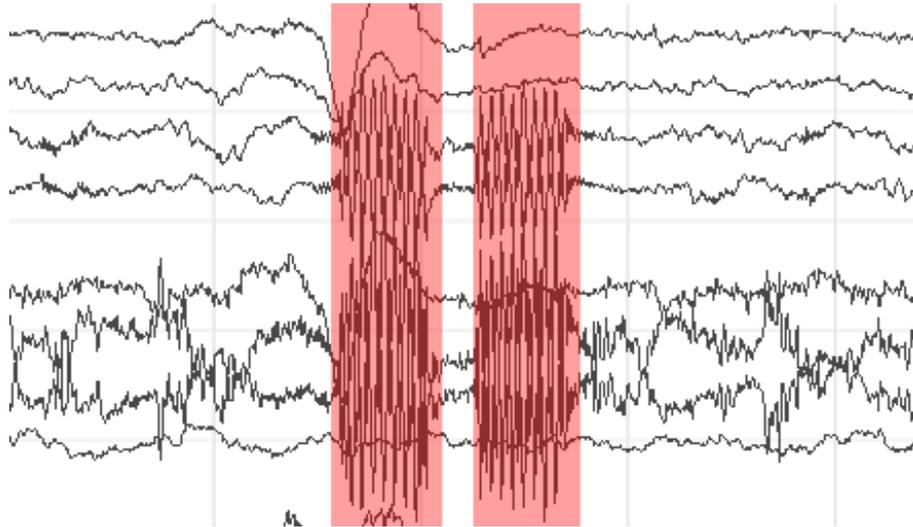


Figura 3.33: Artefacto producido por una llamada entrante a un teléfono celular cercano. Fuente: Propia desde OpenBCI GUI.

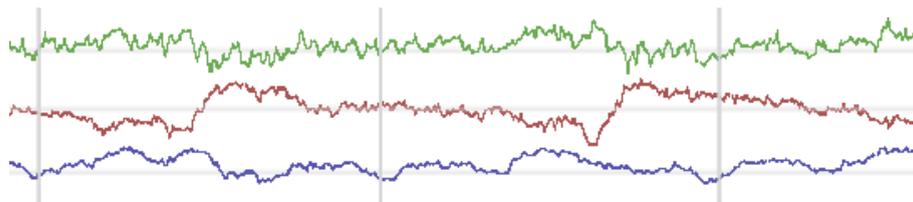


Figura 3.34: Artefacto producido por la activación de un ventilador (Canal Rojo). Fuente: Propia desde OpenBCI GUI.

3.2.7.4. Artefactos Internos del Dispositivo

Los procesos propios de la adquisición de las señales EEG y su procesamiento digital, tales como el muestreo y la cuantificación, pueden afectar la calidad de los registros EEG, por ejemplo, una baja tasa de muestras puede distorsionar la señal de tal manera que lo capturado en el registro no refleje las características de la señal real; del mismo modo, un bajo número de niveles de cuantificación puede generar pérdida de información [75, 100].

De manera general, todos los tipos de ruido eléctrico, tales como ruido térmico, ruido de disparo, ruido de tiempo de tránsito, ruido blanco, ruidos de amplitud, ruido de transición, entre otros, pueden afectar las señales adquiridas [101].

3.3. Equipos Electroencefalográficos Comerciales

Desde que Hans Berger realizó el primer registro de la actividad eléctrica cerebral en los años 1920 usando un galvanómetro [79], los sistemas EEG han evolucionado de manera considerable, encontrándose en la actualidad montajes típicos basados en electrodos cada vez mas sofisticados, unidos a amplificadores diferenciales precisos y filtros para el acondicionamiento las señales. Debido a la evolución y características de la tecnología actual, las señales pasan por un filtro antialiasing para posteriormente ser digitalizadas usando convertidores analógico a digital y almacenadas para su posterior procesamiento [86].

Hoy en día una gran cantidad de sistemas EEG están disponibles y se pueden conseguir a costos moderados [79] permitiendo que en campos cada vez menos médicos, tecnologías basadas en EEG estén siendo proyectadas, por ejemplo, para la complementación de la interacción humano-maquina (HCI, por sus siglas en inglés) [102] o el desarrollo de interfaces cerebro-computador (BCI, por sus siglas en inglés) que permitan, entre otras cosas, la predicción de la intención de movimiento basado en el análisis de la actividad cerebral con el propósito de ayudar a personas que han perdido sus facultades motoras, no pueden expresar necesidades básicas o se encuentran inhabilitados para realizar movimientos y desplazarse [4, 14]. Pocos son estos ejemplos en comparación a lo que se puede lograr con la explotación de la información obtenida mediante una grabación EEG.

Gracias a la evidente demanda de dispositivos EEG comerciales (no médicos) por parte de profesionales y aficionados a la biomedicina, a la electrónica y afines, en la actualidad pueden encontrarse una significativa variedad. Entre las tecnologías propietarias, los artefactos mas populares pueden ser EPOC, EPOC+ y el Insight, todos productos de la compañía EMOTIV, cuyo hardware no solo es capaz de capturar señales EEG, sino que también puede adquirir señales electromiográficas y medir variables físicas mediante acelerómetros y giroscopios; sin embargo hay otros productos que han sido diseñados con objetivos mas banales, tales como el Mindflex de Mattel o el Star Wars Force Trainer de NeuroSky, los cuales hacen las veces de controles para juegos.

Asimismo es posible encontrar proyectos abiertos tipo “hazlo tú mismo” (DIY, por sus siglas en inglés) enfocado a personas con avanzados conocimientos en electrónica digital; uno de los mas representativos es el OpenEEG, cuya filosofía es básicamente abaratar al máximo posible los costos de las herramientas necesarias para capturar señales EEG con el fin de que aumente notablemente el número de personas que

experimentan con esta tecnología [103].

Por otra parte, existe una línea intermedia entre tecnologías propietarias y proyectos DIY, así por ejemplo OpenBCI, un proyectos Open Source ampliamente documentado y dedicado a fabricar herramientas para la investigación en la línea de la neuroingeniería. El dispositivo que fabrican y comercializan es programable y cuenta con la capacidad de sensar hasta 16 electrodos, con 24 niveles de cuantificación y a una frecuencia de 256Hz; adquiriendo también datos de aceleración en tres dimensiones.

Ante la existencia de gran variedad de dispositivos EEG no médicos, se realizó una búsqueda y comparación entre los disponibles comercialmente que arrojó los datos presentados en la tabla 3.1 y la figura 3.35.

Dispositivos	Cantidad de Electrodos	Niveles de cuantificación
Emotiv EPOC	14	16
Emotiv EPOC+	14	16
Emotiv Insight	5	16
Open BCI 16	16	24
Open BCI 8	8	24
Mind Wave	1	12
Melon Headband	2	Desconocido
NeuroSKY	1	Desconocido
Muse	4	Desconocido

Cuadro 3.1: Comparativa entre dispositivos EEG disponibles en el mercado.

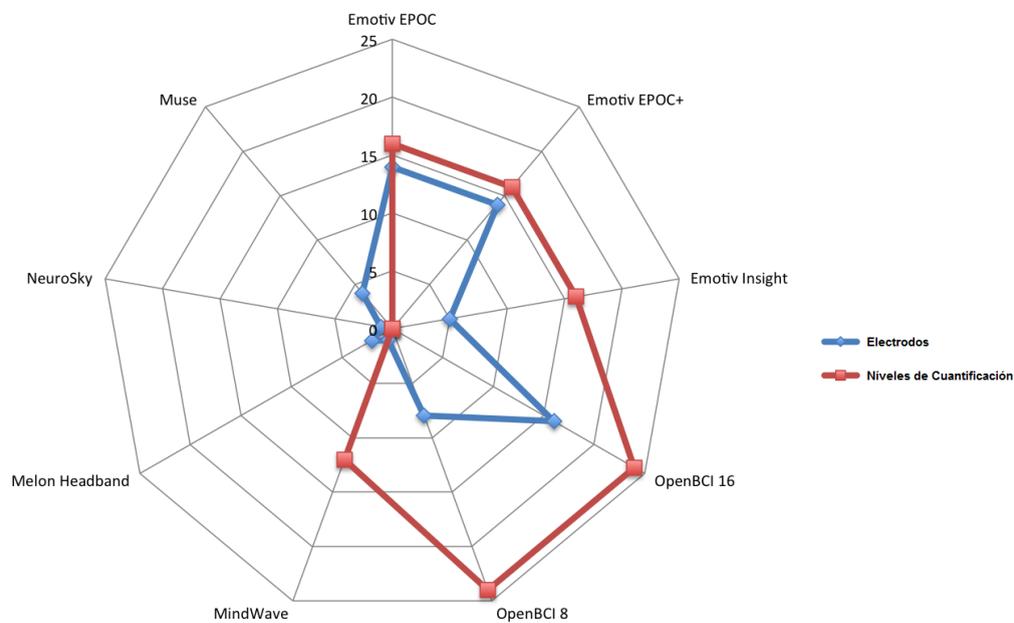


Figura 3.35: Comparación entre dispositivos EEG disponibles en el mercado. Fuente: Propia.

Es posible determinar a partir de la comparación anterior, que la opción que tiene las mejores prestaciones, y por tanto se ajusta correctamente a las necesidades del presente trabajo de grado, es el dispositivo OpenBCI de 32 bits y 16 canales; por tal razón se ha determinado desarrollar este trabajo de investigación haciendo uso de él.

3.3.1. OpenBCI

El proyecto OpenBCI comenzó como un proyecto crowdfunding que fabricó una tarjeta muy versátil, capaz de trabajar con señales EEG, ECG y EMG. Además, los archivos generados y la comunicación en tiempo real está soportada por un número creciente de software, tal como Open Vibe y Neuromore. Adicionalmente, gracias a que el firmware de esta tarjeta genera archivos no encriptados o no codificados, es posible visualizar y procesar la información para analizarla con algoritmos construidos a la medida o herramientas como eeglab, brainstorm, FieldTrip, entre otros.

3.3.1.1. OpenBCI 32bit Board

La tarjeta “OpenBCI 32bit Board” (figura 3.36) es un dispositivo de 8 canales que cuenta con un procesador PIC32MX250F128B de 32 bits compatible con chipKIT; este procesador le confiere la capacidad de trabajar más rápido en comparación con la tarjeta “OpenBCI arduino Board”, una versión de 8 bits con funcionalidades similares basada en arduino.

La principal ventaja que se observó de esta board es que permite capturar señales EEG, EMG y ECG; transfiriendo los datos capturados a un computador de forma inalámbrica y en tiempo real a través de un dongle USB basado en RFDuino. La transmisión de datos también puede realizarse directamente a dispositivos móviles o tabletas mediante Bluetooth Low Energy (BLE) o en caso de requerirse almacenamiento autónomo local, pueden transferir los datos a una memoria SD ubicada en un socket tipo ST-TF-003A.

Otra característica interesante que tiene esta tarjeta, es que cuenta con un conector JST de dos posiciones, lo que permite alimentar el dispositivo con una fuente de laboratorio típica o mediante baterías; adicionándole así características de portabilidad al dispositivo.

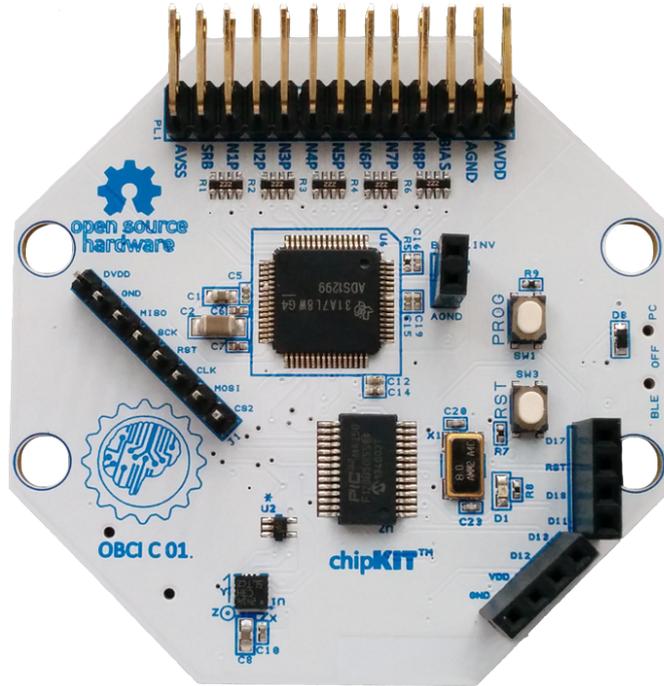


Figura 3.36: Tarjeta OpenBCI 32bit. Vista superior. Fuente: OpenBCI (2015).

Las propiedades principales de esta board son:

- a) 8 canales de entrada de bajo ruido y de alta ganancia
- b) Compatible con electrodos activos y pasivos
- c) Dispone de un convertidor analógico a digital (ADC, por sus siglas en inglés) Texas Instruments ADS1299
- d) Basada en el microcontrolador PIC32MX250F128B
- e) Posee Bluetooth de Baja Potencia RFduino
- f) 24 bits de resolución por canal
- g) Ganancia programable: 1, 2, 4, 6, 8, 12, 24
- h) Voltaje de operación digital de 3,3 V
- i) Voltaje de operación analógico de +/- 2.5V
- j) Voltaje de alimentación de 3.3 a 6V
- k) Acelerómetro integrado LIS3DH
- l) Ranura para tarjeta Micro SD
- m) 5 pines GPIO, 3 de los cuales pueden ser analógicos

PIC32MX250F128B

El PIC32MX250F128B (figura 3.37) como cerebro de la OpenBCI, pertenece a la familia de microcontroladores fabricados por Microchip y posee una CPU de 32 bits. Este PIC puede trabajar a una frecuencia de hasta 50 MHz y es capaz de proveer una alta resolución temporal (1 ns). El dispositivo cuenta con dos módulos I2S/SPI para generar señales codificadas y permitir la comunicación serial.

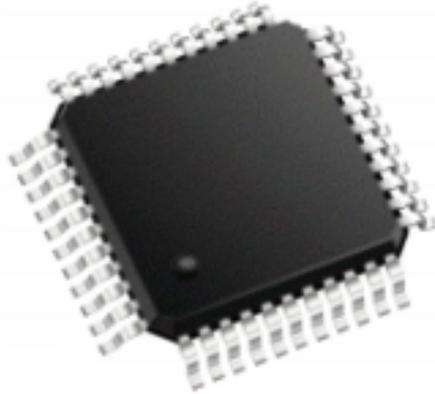


Figura 3.37: PIC32MX250F128B para montaje superficial. Fuente: OpenBCI (2015).

Características del Microcontrolador:

- a)* Rango de operación de voltaje de 2.3V to 3.6V
- b)* Hasta 128KB de memoria Flash
- c)* Memoria Flash auxiliar de 3KB
- d)* Memoria de hasta 32KB SRAM
- e)* Disposición de pines compatible con la mayoría de los Microchip de 16-bit
- f)* Administración de potencia en múltiples modos
- g)* WDT configurable
- h)* Consumo de corriente de 0.5 mA/MHz
- i)* Rango de temperatura de operación de - 40°C to 105°C
- j)* Hasta 13 canales de 10-bit ADC
- k)* Tres comparadores analógicos

ADC ADS1299

El ADS1299 que también hace parte de la board OpenBCI, es un ADC multicanal con muestreo simultáneo de 24 bits, el cual tiene incorporado un amplificador de ganancia programable. Este dispositivo incorpora todas las características comúnmente requeridas para la aplicación en EEG.

3.3.1.2. USB Dongle

El USB Dongle (figura 3.38) es una tarjeta basada en un microcontrolador ARM Cortex M0 compatible con Arduino. Este dispositivo se alimenta con 3,3 V provenientes del puerto USB del computador al que se encuentra conectado, e incorpora un radio transceptor Bluetooth 4.0. Este módulo programable, conocido con el nombre de RFDuino puede ser usado en comunicaciones SPI, I2C, UART y GPIO.

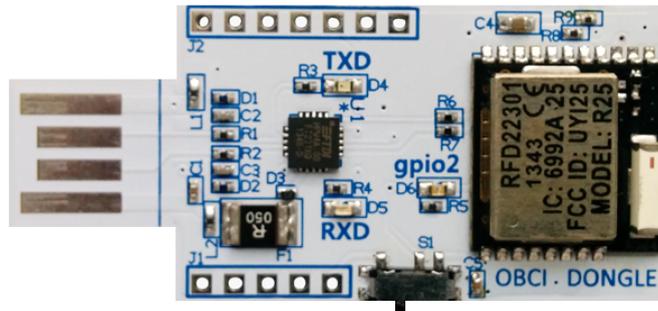


Figura 3.38: ADC ADS1299. Fuente: OpenBCI (2015).

Básicamente este Dongle incorpora un módulo radio RFD22301 y un circuito integrado FT231X que hace las veces de convertidor USB a serial.

3.3.1.3. Modulo Daisy

El Modulo Daisy (figura 3.39) es una tarjeta de expansión para la board OpenBCI que adiciona 8 canales para un total de 16 entradas ADS1299. Este módulo de expansión se alimenta vía pass-thru desde los pines de la “OpenBCI arduino Board” y se comunica a través de una interfaz SPI.

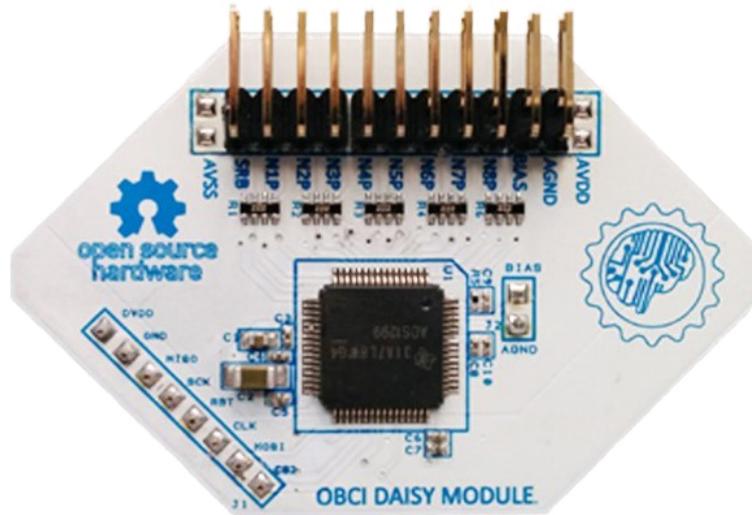


Figura 3.39: Modulo Daisy. Fuente: OpenBCI (2015).

Las características principales de este módulo son:

1. 8 canales de entrada adicionales de bajo ruido y de alta ganancia
2. Compatible con electrodos activos y pasivos
3. Dispone de un ADC Texas Instruments ADS1299
4. 24 bits de resolución por canal
5. Ganancia programable: 1, 2, 4, 6, 8, 12, 24
6. Voltaje de operación digital de 3,3 V
7. Voltaje de operación analógico de +/- 2.5V

3.3.1.4. Software

La tarjeta OpenBCI puede ser comandada desde una interfaz serial y entre la documentación se especifica claramente el resultado de cada sentencia, sin embargo el dispositivo viene acompañado de una aplicación desarrollada en Processing que facilita la operación, configuración y verificación del funcionamiento (figura 3.40).

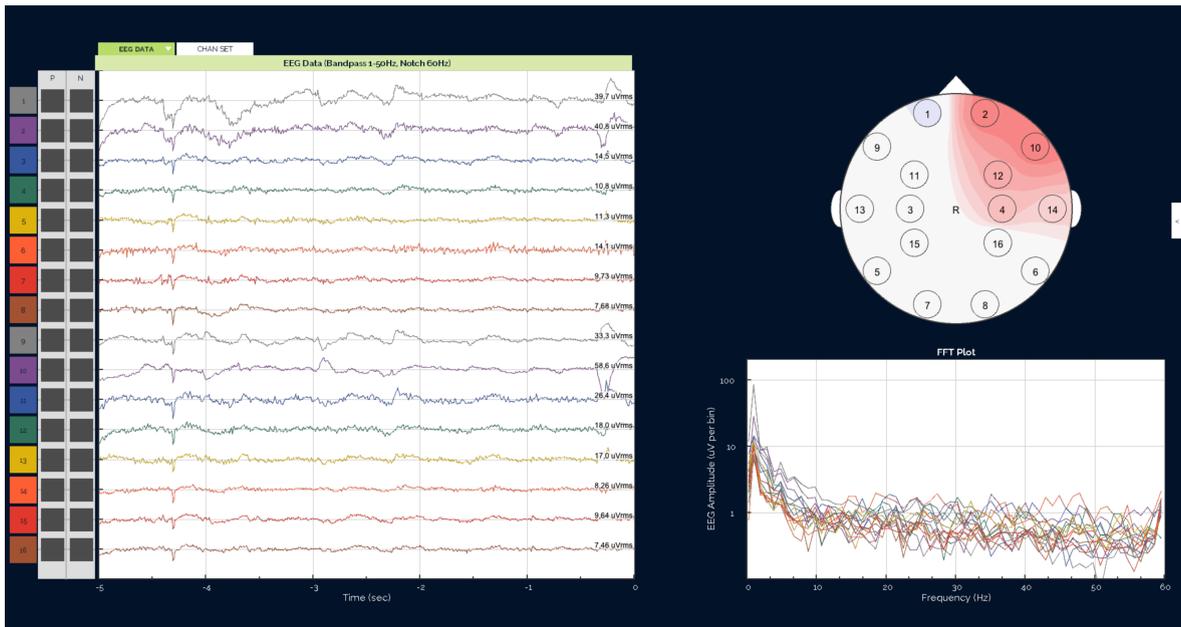


Figura 3.40: Interfaz gráfica OpenBCI. Fuente: Propia desde OpenBCI GUI.

La interfaz despliega en la parte superior izquierda una ventana que muestra de manera gráfica las señales adquiridas, referenciando cada canal con el color que corresponde en la configuración típica de la board y el modulo de expansión. En la parte derecha superior se encuentra una interpretación de los datos adquiridos, representados mediante una vista superior de la cabeza del sujeto, en dicha representación, el color rojo corresponde a las áreas del cerebro que están más activas eléctricamente y el azul a las menos activas.

Finalmente, en la parte inferior izquierda se puede ver una Transformación Rápida de Fourier de cada uno de los canales.

3.4. Procesamiento de Señales Electroencefalográficas

El procesamiento que se realizará a las señales adquiridas requiere del uso de las técnicas ICA y PCA. ICA se aplicará con el objetivo de lograr la separación de fuentes electroencefalográficas que aportan en los registros, mientras que PCA se usará para determinar la variabilidad que presentan tanto dichas fuentes, como los registros sin procesar adquiridos directamente por el equipo EEG.

Tanto ICA como PCA son métodos utilizados convencionalmente para el análisis de gran cantidad de datos, abarcando desde el procesamiento de imágenes hasta análisis financiero. En lo que atañe al proyecto, es necesario especificar que al aplicar ICA sobre una mezcla de señales EEG se obtendrá un conjunto de señales de fuentes independientes, mientras que al aplicar PCA se buscará determinar las condiciones de variabilidad de las señales. Ésta es la principal diferencia entre lo que se espera obtener con la aplicación de los dos métodos.

3.4.1. Separación de Fuentes Electroencefalográficas

Para comprender el significado del termino separación de fuentes, es necesario recurrir al ejemplo típico de los problemas de separación de fuentes denominado el “cocktail party problem”, en donde un arreglo de micrófonos graban mezclas de voces de varias personas hablando en una fiesta. Si se escuchan individualmente las grabaciones obtenidas por cada micrófono se tendrá como resultado sonidos indescifrables. La separación de fuentes busca determinar como se combinaron las señales grabadas para separar la voz de cada persona, aún sin conocer la naturaleza ni las propiedades originales de las voces.

Cuando el proceso de separación de fuentes se realiza sin tener conocimiento de las cualidades individuales de las señales origen, el proceso de separación se llama separación ciega de fuentes (BSS). Cuando se utiliza la independencia temporal para separar las señales fuente, ésta forma de separación ciega de fuentes es llamada análisis de componentes independientes (ICA).

Aislar la actividad eléctrica de las neuronas o grupos de ellas a partir de grabaciones de señales obtenidas por cada electrodo durante la realización de un EEG comparte varias similitudes con el reto de aislar las voces en una fiesta [104], es por esto que se desarrollará en el presente capítulo los aspectos teóricos y prácticos que corresponden principalmente a ICA.

Se especifica que el enfoque dado al presente capítulo se encuentra en concordancia con los objetivos del trabajo; sin embargo la separación de fuentes tiene muchas más aplicaciones en neurociencia, incluyendo, la eliminación de los artefactos, la identificación de las regiones del cerebro que ejecutan una tarea específica, la identificación de regiones espacialmente independientes del cerebro, entre muchas otras [104].

3.4.1.1. Mezclas de señales

Para empezar a entender el problema de las mezclas de fuentes, es necesario abordar formalmente cómo es que dichas fuentes se mezclan. Por tanto, suponiendo que el cerebro generará únicamente n señales fuentes producidas como efecto de procesos físicamente independientes [105], y que para capturar estas señales se usa un equipo EEG con n canales, se encontrarán principalmente tres efectos:

1. Independencia

Mientras que las señales por separado pueden ser estadísticamente independientes, las mezclas no lo serán (figura 3.41). Ésto debido a que cada señal original se encuentra compartida en las dos mezclas, lo que asegura que las mezclas no serán independientes.

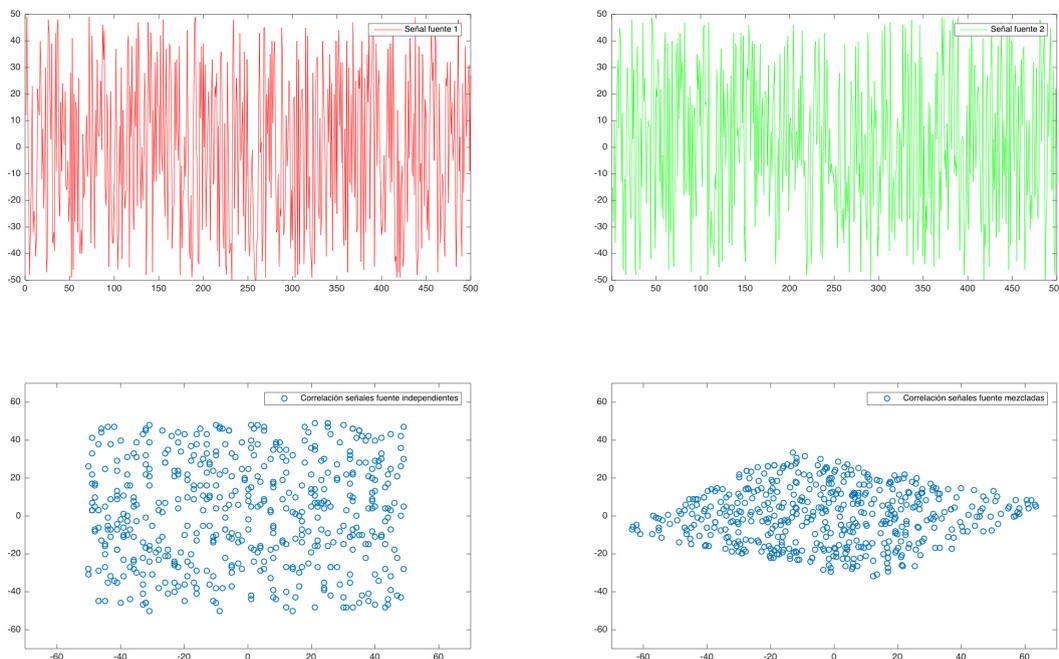


Figura 3.41: Señales fuentes y señal mezcla. Fuente: Propia.

2. Normalidad

La normalidad es la tendencia de las mezclas de señales a presentar una distribución gaussiana. Formalmente, y de conformidad con el Teorema del Limite Central (TLC), en la suma de N variables aleatorias, la función de distribución de probabilidad de las señales mezcladas converge a una variable aleatoria que se aproxima a gaussiana a medida que N tiende a infinito, tal como se observa en el ejemplo de mezclas en la figura 3.42.

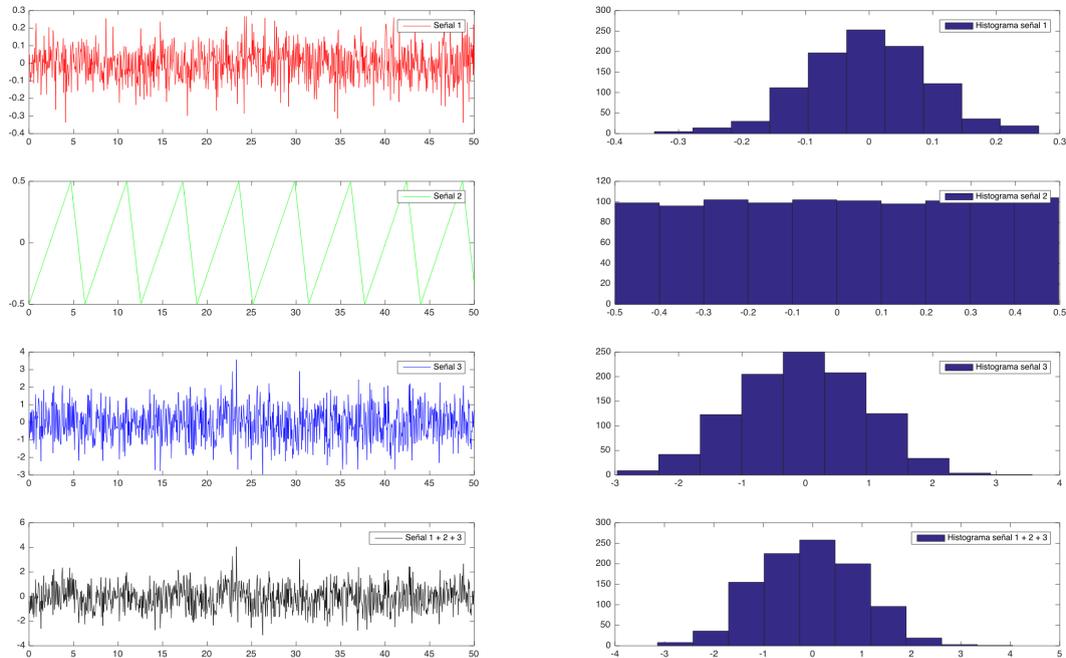


Figura 3.42: Ejemplo de convergencia a distribución normal. Fuente: Propia.

3. Complejidad

La complejidad temporal de cualquier mezcla es mayor o igual que la de sus señales fuente. En la figura 3.43 puede apreciarse un ejemplo de aumento de complejidad.

3.4.2. ICA

ICA requiere de la existencia de independencia estadística entre las señales fuente que conforman cada mezcla, condición necesaria para poder efectuar la separación. Con base en la premisa físicamente realista de que si diferentes señales provienen de diferentes procesos físicos, por ejemplo de diferentes grupos de neuronas, entonces estas señales son estadísticamente independientes.

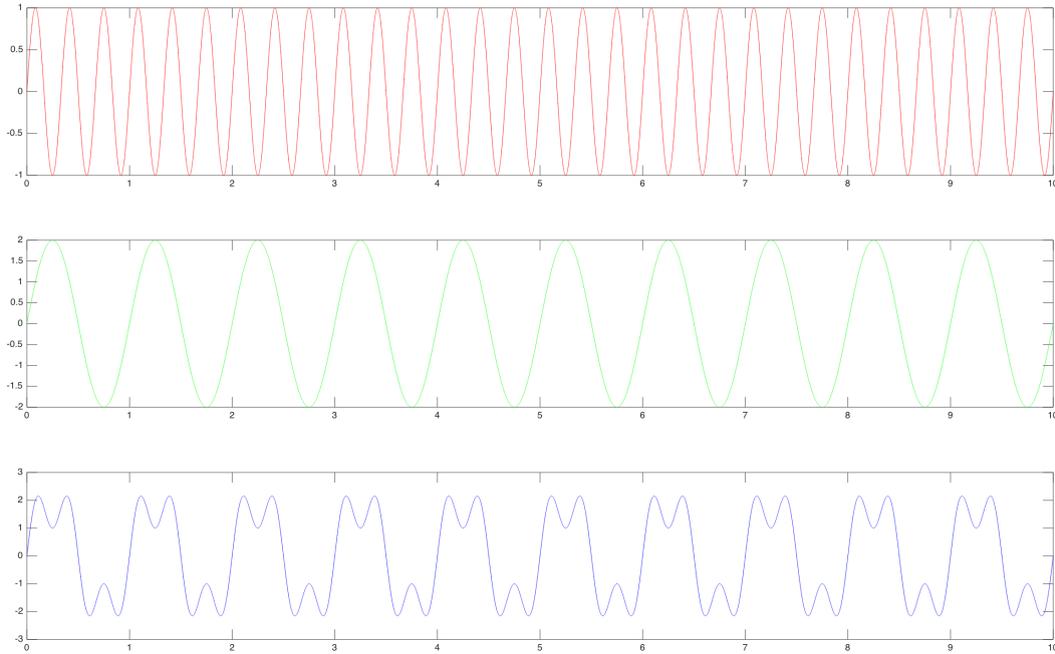


Figura 3.43: Complejidad. Fuente: Propia.

ICA asume que ésta premisa también es valida en sentido inverso, es decir, que si señales estadísticamente independientes pueden ser extraídas de una mezcla, entonces las señales extraídas deben provenir de los procesos físicamente independientes. Por consiguiente, y ya que tanto las voces de diferentes personas, como las distintas fuentes que aportan en los electroencefalogramas son no correlacionadas, hace posible que ICA pueda separar las señales originales.

Se considera relevante exponer desde éste momento que la independencia estadística de cada señal fuente implica que una señal original extraída de la mezcla no se encontrará correlacionada con el remanente de la mezcla.

Para facilitar el entendimiento del problema que soluciona ICA, puede considerarse una señal EEG (S) que varía su amplitud S_n cada tiempo t , y de la cual se han obtenido N muestras a intervalos periódicos. Dicha señal puede ser descrita como un vector así:

$$S = (S^1, S^2, \dots, S^N) \quad (3.1)$$

Siendo los índices superiores los que indican el tiempo en que la señal fue muestreada.

En una mezcla X de dos señales fuentes de EEG (S_1 y S_2), las características que definirán dicha mezcla dependerán de la potencia con la que se percibe la señal en el electrodo de

captura. Dicha señal en un sentido estricto también podrá enfrentarse a alteraciones por propagación debido a las propiedades físicas y geométricas de la cabeza del sujeto; sin embargo, para fines de facilitar la definición del proceso, la señal percibida puede ser descrita como la señal fuente afectada por un factor o coeficiente de mezclado:

$$X_1 = aS_1 + bS_2 \quad (3.2)$$

Siendo a y b los coeficientes de mezclado.

De conformidad con el método estándar de BSS; ya que se desea realizar una separación de dos fuentes, es necesario tener como mínimo dos mezclas de las señales. Por lo tanto se tendrá que:

$$X_1 = aS_1 + bS_2 \quad (3.3)$$

$$X_2 = cS_1 + dS_2 \quad (3.4)$$

Siendo a , b , c y d los coeficientes de mezclado, donde:

$$a \neq c \quad (3.5)$$

$$b \neq d \quad (3.6)$$

La situación anterior se debe a que la ubicación de los electrodos que capturan las mezclas X_1 y X_2 son diferentes, lo que implica que la magnitud del aporte de cada fuente será distinto.

Una forma de simplificar la representación de las señales, los coeficientes de mezclado y las fuentes es notándolos como vectores y matrices, donde S será la matriz de fuentes, X la matriz de mezclas y A la matriz de coeficientes de mezclado:

$$S = (S_1, S_2)^T \quad (3.7)$$

$$X = (X_1, X_2)^T \quad (3.8)$$

$$A = \begin{pmatrix} a & b \\ c & d \end{pmatrix} \quad (3.9)$$

Por tanto la mezcla de señales podrá definirse así:

$$X = A \cdot S \quad (3.10)$$

La existencia de una matriz de mezcla significa que existe también una matriz de separación W :

$$W = \begin{pmatrix} \alpha & \beta \\ \gamma & \Delta \end{pmatrix} \quad (3.11)$$

Donde:

$$S = W \cdot X \quad (3.12)$$

Lo anterior indica que el problema de separación de fuentes será resuelto una vez se encuentren los valores de los coeficientes de separación α, β, γ y Δ . Para lograrlo pueden ser aplicadas diferentes técnicas, entre ellas, la separación usando el producto interno.

Separación de Fuentes Usando el Producto Interno

Para introducir de manera teórica ésta técnica, se requiere especificar el concepto de “orientación de señal fuente”. Una orientación de señal fuente es un vector que representa la dirección en la que una señal aporta dentro de una mezcla.

La estrategia de separación de fuentes usando el producto interno supone que, por ejemplo, en dos mezclas X_1 y X_2 , cada fuente está asociada a una única orientación de señal fuente; entonces, si se excluye S_2 basándose en su orientación de señal fuente, permanecerá únicamente la señal correspondiente a S_1 .

La extracción es relativamente sencilla una vez se conoce la orientación de la señal fuente, ya que con ésta se realiza un proyección ortogonal que elimina la señal de la mezcla. En resumen, la tarea que requiere mas esfuerzo es la de encontrar las orientaciones respectivas a cada señal.

Una forma de describir matemáticamente una orientación de señal fuente, es suponiendo a S como el espacio definido por los ejes de la señal fuente S_1 y S_2 , y X el espacio definido por las mezclas X_1 y X_2 .

Así las muestras tomadas para cada una de las señales fuente definen un punto en S de la forma:

$$S_t = (S_1^t, S_2^t) \quad (3.13)$$

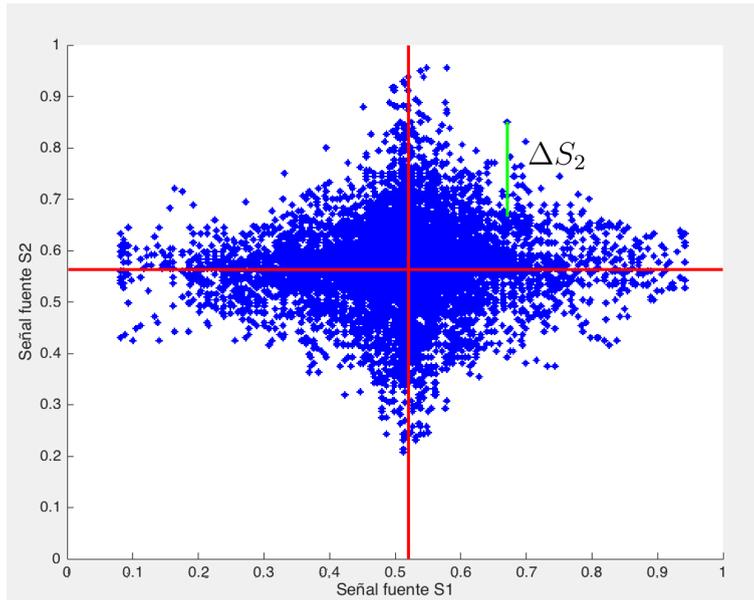


Figura 3.44: Señales fuente. Fuente: Propia.

De presentarse un cambio ΔS_2 en el valor de una única muestra de señal S_2 , como se observa en la figura 3.44, dicho cambio debido a que de alguna forma para esa muestra específica la mezcla se captura desde un punto físico diferente respecto a la fuente 2, éste tendrá asociado un cambio en la posición a lo largo de la línea paralela al eje S_2 en S .

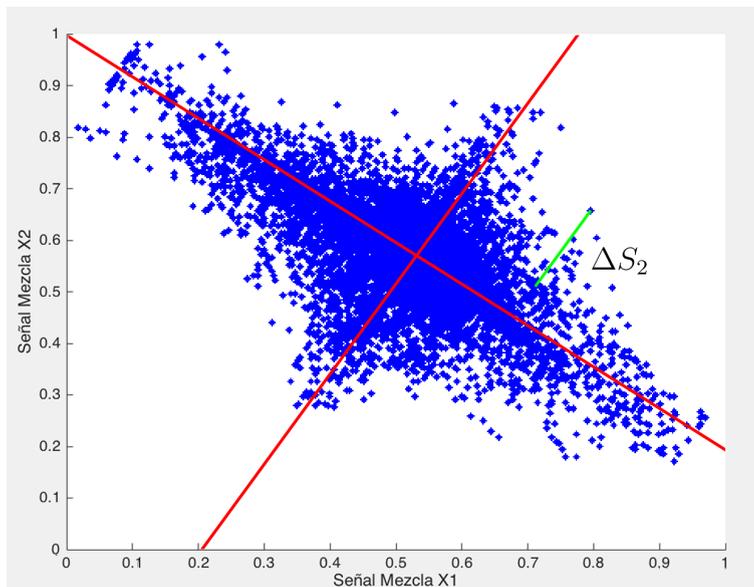


Figura 3.45: Señales Mezcla. Fuente: Propia.

Se puede evidenciar a partir lo observado en la figura 3.45, que debido al proceso particular de mezcla, una línea paralela en S como la que se produce por ΔS_2 mapeará una línea paralela en X ; es decir, realizará una transformación lineal del punto desde el espacio S al espacio X .

Suponiendo ahora que se presenta un cambio ΔS_1 para una única muestra de señal S_1 , éste tendrá asociado un cambio en la posición a lo largo de la línea paralela al eje S_1 en S , evidenciándose también que debido a esta mezcla particular la línea paralela en S realizará nuevamente una transformación lineal de los puntos desde el espacio S al espacio X .

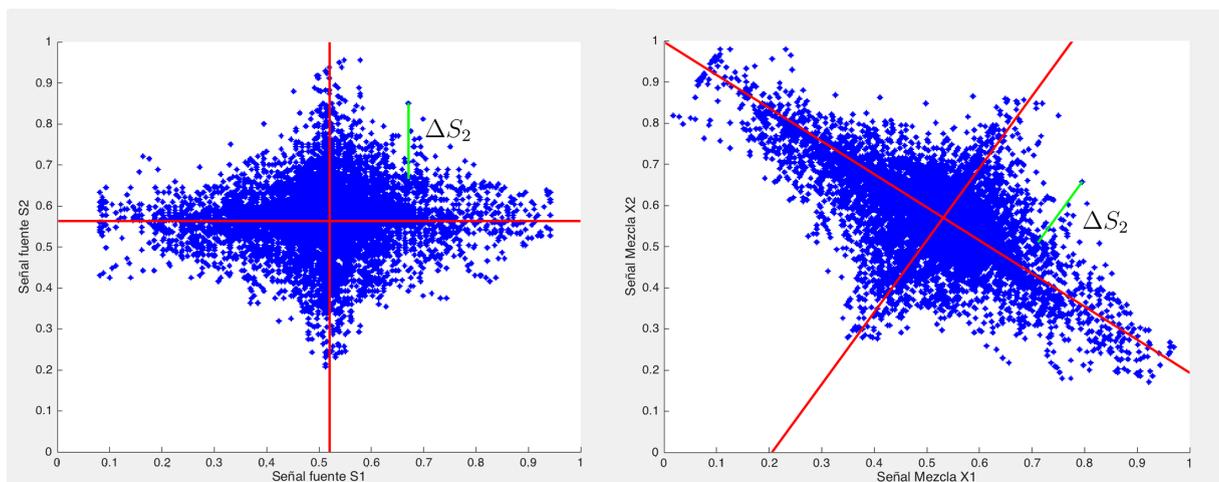


Figura 3.46: Señales fuente Vs. Señales mezcla. Fuente: Propia.

Lo anterior demuestra que la orientación de las líneas en X no es aleatoria, sino que está determinada por los coeficientes de mezcla (figura 3.46). Por otra parte, se establece también que una señal fuente puede ser extraída de una mezcla de señales, evidenciando los cambios asociados únicamente a la orientación de la transformación de los ejes de S en el espacio de X .

Si una señal cualquier extraída de la mezcla X no contiene ninguna influencia de S_2 , entonces la señal solo puede ser S_1 ; del mismo modo si una señal cualquier extraída de la mezcla no contiene ninguna influencia de S_1 , entonces la señal solo puede ser S_2 .

3.4.2.1. Extracción de una Fuente a Partir de una Mezcla

Recordando que $S = W \cdot X$, y siendo W_1 un vector que depende de α y de β , el ángulo de dicho vector establecerá finalmente la dirección de la orientación de señal fuente y la magnitud de este vector influirá en la atenuación o amplificación de la señal extraída; sin embargo dicha magnitud no modificará la naturaleza de la señal original. Esta afirmación también funciona de manera inversa, es decir, que si la magnitud de un vector únicamente afecta la atenuación o amplificación de la señal de salida, entonces se habrá encontrado la orientación de señal fuente W_1 para la señal S_1 .

Así las cosas, al calcular el producto punto entre la mezcla y un vector que manteniendo su ángulo y variando su magnitud, dé como resultado siempre una señal de la misma naturaleza, significará que se habrá encontrado el vector de orientación de una de las señales fuente.

De manera general $S = |W^T||X|\text{Cos}(\theta)$, o lo que es lo mismo $S = W^T \cdot X$.

3.4.2.2. Restricciones en ICA

ICA se basa en ciertas suposiciones y restricciones para separar fuentes, como son:

1. **Los componentes independientes se suponen estadísticamente independientes.**

ICA es un método muy poderoso, con aplicaciones en muchas áreas diferentes debido a que únicamente asegurando la independencia estadística entre las fuentes se garantiza un buen funcionamiento de ICA. En términos de las funciones de densidad de probabilidad para una mezcla de dos fuentes podrá denotarse como:

$$p(y_1, y_2) = p_1(y_1)p_2(y_2) \quad (3.14)$$

2. **Las componentes independientes deben tener distribuciones no gaussianas.**

Debido a que ICA determina las orientaciones de las señales fuente basándose en el cambio que sufre la mezcla respecto a las características de la señal resultante en cada iteración, es en principio imposible trabajar con componentes independientes que tienen distribución normal, debido a que tanto las fuentes como las mezclas

tenderán a ser distribuciones gaussianas.

3. Por simplicidad, se asume que las matrices de mezcla desconocidas son cuadradas.

Es decir que el número de componentes independientes corresponde al número de mezclas observadas.

3.4.2.3. Ambigüedades de ICA

A pesar del poder que tiene ICA para separar fuentes, sus resultados tienen algunas limitaciones, como son:

1. No se puede determinar la amplitud de los componentes independientes.

Debido a que tanto la matriz de mezclas como las fuentes son desconocidas, cualquier escalar que multiplique la matriz de mezclas, puede ser cancelado por otro escalar que divida la señal o viceversa. De manera formal, siendo X las señales mezcla capturadas por los electrodos, A la matriz de mezcla y S las fuentes se tiene que:

$$X = KA \frac{S}{K} \quad (3.15)$$

2. No se puede determinar el orden de los componentes independientes.

Nuevamente debido a que tanto la matriz de mezclas como las fuentes son desconocidas, el orden de cada componente independiente puede seleccionarse libremente. Teniéndose que:

$$X = AS \quad (3.16)$$

Si se adiciona a la ecuación una matriz de permutación P , esta puede ser “cancelada” por la inversa de dicha matriz de permutación así:

$$X = AP^{-1} \cdot PS \quad (3.17)$$

3.4.3. PCA

El objetivo básico de PCA es encontrar combinaciones lineales de variables, denominadas componentes principales, las cuales apuntan ortogonalmente en las direcciones donde se

encuentra la mayor cantidad de varianza dentro de los datos.

PCA es una de las más antiguas y conocidas técnicas de análisis multivariable de datos, la cual ha sido usada, además de como herramienta para medición de variabilidad, como un método para:

1. Reducir dimensionalidad
2. Determinar combinaciones lineales de variables
3. Seleccionar características
4. Visualizar datos multidimensionales
5. Identificar variables subyacentes

Los componentes que entrega PCA se clasifican en componentes principales (PCs, por sus siglas en inglés) y componentes menores (MCs, por sus siglas en inglés). Cuando la varianza de los datos que está identificando un componente es significativa, se le considera un PC. Cuando la varianza es baja se clasifican como MC; éstos componentes menores normalmente se encuentran relacionados con ruido.

En el caso particular de las señales EEG, y en concordancia con el objetivo de éste proyecto de grado, serán absolutamente relevantes los componentes principales; más exactamente el primero de ellos, es decir el más significativo o que más información aporta dentro de la mezcla.

Para abordar PCA más profundamente, es necesario introducir algunos conceptos. El primero de ellos es la varianza, la cual debe ser entendida como una medida de la dispersión en los datos.

$$var(S) = \frac{\sum_{i=1}^n (S_i - \bar{S})(S_i - \bar{S})}{(n - 1)} \quad (3.18)$$

Es importante aclarar que la varianza es aplicable únicamente a variables unidimensionales, y claramente una mezcla de señales fuente es multivariable.

La mezcla de dos señales que ha sido tomada como ejemplo hasta ahora, implica la existencia de dos dimensiones, por esta razón se introduce el concepto de covarianza, la cual permite encontrar la variación de una señal con respecto a otra.

$$\text{cov}(S_1, S_2) = \frac{\sum_{i=1}^n (S_{1i} - \bar{S}_1)(S_{2i} - \bar{S}_2)}{(n - 1)} \quad (3.19)$$

Para el caso de las señales fuente S_1 y S_2 , encontrar las varianzas y covarianzas es relativamente simple, sin embargo en el caso realista de las mezclas EEG que se capturan en las sesiones de experimentación haciendo uso de la tarjeta OpenBCI, se encontrarán matrices 16×16 , lo cual convierte este calculo en una tarea más complicada, y especialmente se puede dificultar la expresión de los resultados. Es por esta razón que se hace uso de matrices de covarianza, a saber:

$$C = \begin{pmatrix} \text{cov}(S_1, S_1) & \text{cov}(S_1, S_2) \\ \text{cov}(S_2, S_1) & \text{cov}(S_2, S_2) \end{pmatrix} \quad (3.20)$$

En esta matriz las varianzas se encuentran en la diagonal principal, mientras que las covarianzas se encuentran fuera de dicha diagonal. A manera de observación, sabiéndose que la covarianza entre S_1 y S_2 da un resultado igual a la covarianza entre S_2 y S_1 , se obtendrá una matriz simétrica respecto a la diagonal.

Ahora es necesario introducir el concepto de eigenvectores y eigenvalores, los cuales son, por decirlo de alguna forma, una característica propia de la matriz sobre la que se calculan, ya que éstos aportan información importante acerca de la naturaleza de misma matriz.

Los eigenvalores son escalares y los eigenvectores, como su nombre lo indica son vectores. Para calcularlos a partir de una matriz A de tamaño $n \times n$ (que para el caso particular corresponde a la matriz de covarianzas $\text{cov}(S_1, S_2)$), se deberá buscar un eigenvalor λ , el cual deberá cumplir que $Ax = \lambda x$, siendo x un vector distinto de cero. De encontrarse éste eigenvalor cumpliendo las condiciones anteriormente descritas, x corresponderá a un eigenvector de A , o en su definición formal, x será un eigenvalor de A correspondiente a λ .

Como se puede observar en la figura 3.47,]una característica de los eigenvectores extraídos de la matriz de covarianzas, es que estos se orientarán en dirección a donde se presentan las mayores varianzas en los datos. Dicha característica es la que hace posible obtener los componentes principales. Adicionalmente, el eigenvector relacionado con el mayor eigenvalor es aquel que mas aporta información dentro de la mezcla, característica que será esencial para el análisis de variabilidad que se efectuará durante el procesamiento de los datos.

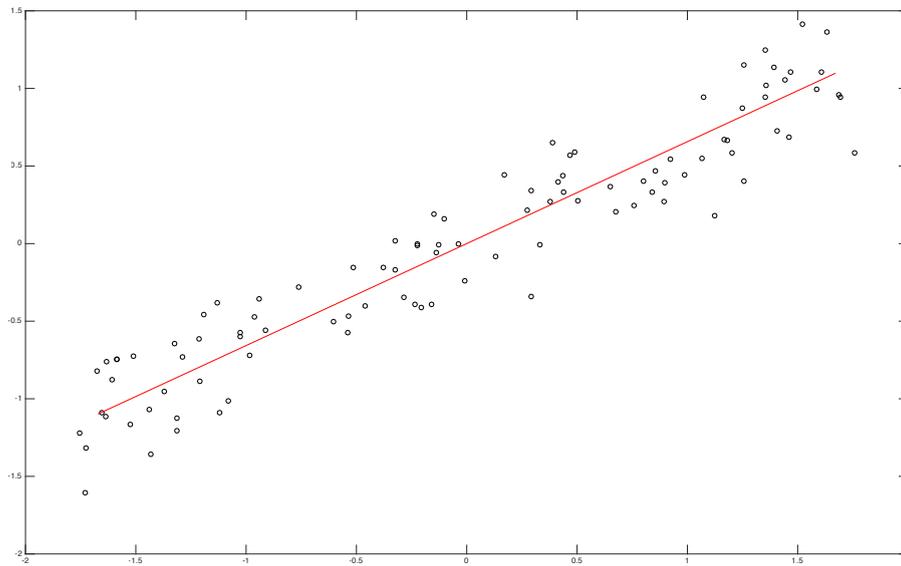


Figura 3.47: Maximo componente principal de una mezcla. Fuente: Propia.

Capítulo 4

Método

4.1. Programa de Investigación

El programa de investigación que se describe en el presente capítulo es un esfuerzo organizado para adquirir conocimientos sobre las condiciones y la duración con que una persona puede generar señales EEG con componentes principales e independientes invariantes con el tiempo [106]. La ejecución de este programa de investigación requiere de la realización de diferentes experimentos donde se establece un conjunto particular de circunstancias que son evaluadas bajo un protocolo específico que permitirá observar y evaluar los resultados.

Cada ejecución del experimento ha sido denominado sesión, y cada unidad experimental, también denominada sujeto, hará parte de tres (3) sesiones. La primer sesión, será una “sesión de práctica” y tendrá como objetivo que los sujetos aprendan a realizar las tareas que conforman el tratamiento. Otra de las razones para esta sesión de práctica es que además los sujetos se familiaricen con el ambiente de pruebas y el “Laboratorio EEG”. Estas prácticas podrán realizarse en cualquier horario y en ellas no serán grabados electroencefalogramas.

En las “sesiones de registro” sí serán grabados los EEG mientras se efectuá el tratamiento, y se procurará realizar las dos (2) sesiones de registro a la misma hora del día para evitar variaciones entre pruebas debidas al ritmo circadiano. En la medida de lo posible estas sesiones se efectuarán en días consecutivos.

Cada sesión de registro consistirá en dos etapas, la primera conlleva un proceso de preparación con una duración de registro de un minuto, en el cual se verificará el montaje del

Equipo EEG, la correcta captura de las señales y que el sujeto entiende como efectuar las tareas que debe realizar. Una vez lo anterior ha sido verificado, se procederá a dar inicio a la siguiente etapa, que tendrá una duración del registro de cinco minutos y medio y en el que se aplicará el tratamiento mientras se graba el registro EEG; después del cual, se despreciarán intervalos de medio minuto al inicio y final de éste.

4.1.1. Tipos de Experimento

Todos los experimentos realizados serán de tipo comparativo y para fines del presente trabajo de grado, existirán principalmente dos tipos de experimentos, el primero corresponde a comparaciones entre diferentes ventanas de tiempo correspondientes a la misma sesión, bajo el mismo tratamiento y con la misma unidad experimental, que ha sido denominado “intra-test”; y el segundo corresponderá a comparaciones entre diferentes sesiones, bajo el mismo tratamiento que ha sido denominado “inter-test”.

4.1.2. Control del Error Experimental

Para los dos tipos de experimento el error experimental debido a la variación entre sujetos es mitigado mediante la ejecución de comparativos entre registros EEG o ventanas de la misma unidad experimental. La variabilidad en la medición de la respuesta es aminorada debido a que la totalidad del experimento se ejecuta con el mismo tratamiento y se registra con el mismo equipo de adquisición, amplificación, filtraje, muestreo, cuantificación, digitalización y almacenamiento; el cual se encuentra comercialmente con el nombre de OpenBCI en su versión de 32 bit y 16 canales.

4.1.2.1. Experimento Intra-Test

Por la naturaleza del experimento intra-test, las condiciones externas del tratamiento se mantienen constantes de una ventana de tiempo a otra, y como es de esperarse, todas las ventanas se registran con el mismo montaje.

4.1.2.2. Experimento Inter-Test

En los experimentos inter-test la variabilidad en la medición y la imposibilidad de reproducir las condiciones del tratamiento con exactitud de una prueba a otra será mitigado

siguiendo un protocolo de experimentación establecido, en el cual se incluyen aspectos relacionados tanto con la preparación de los equipos y el ambiente de pruebas como con la ejecución del tratamiento.

Para la construcción de estos protocolos, y con el fin de reducir el error experimental fueron tomados en consideración varias alternativas (figura 4.1), la cuales requirieron de la ejecución de esfuerzos que incluyeron la impresión 3D y pruebas de cascos EEG (Spiderclaw V1 y Spiderclaw V2), la ejecución de grabaciones con gorros EEG, y el emplazamiento manual de electrodos.



Figura 4.1: Spiderclaw V1, Spiderclaw V2 y gorro EEG. Fuente: Propia basada en OpenBCI (2015).

El emplazamiento manual de los electrodos en el cuero cabelludo de cada paciente fue la alternativa seleccionada finalmente. Esto requirió que con la ayuda de una cinta métrica y un delineador de labios, se marcaran sobre el cuero cabelludo los puntos donde deberían implantarse los electrodos siguiendo el sistema 10-20.

Ésta tarea, aunque engorrosa e inicialmente difícil de ejecutar, reflejó resultados positivos en cuanto al seguimiento preciso de las especificaciones del sistema 10-20 (contrario a las dos alternativas restantes), garantizando desde éste aspecto las condiciones necesarias para hacer comparable y replicable el experimento a ejecutar.

Aplicado éste procedimiento a varios sujetos para la realización de pruebas iniciales, fue evidente la dificultad de efectuar dicha técnica, especialmente en las mujeres, ya que por la longitud y densidad de su cabello se hacía más complicado marcar los puntos e identificarlos posteriormente para emplazar los electrodos. Finalmente la práctica disminuyó la percepción de dificultad, a la vez que el tiempo requerido para la ejecución de estas tareas se acortó.

Inicialmente se encontraron problemas de artefactos mecánicos debido a que la longitud

OpenBCI 32	Modulo DAISY	Posiciones Obviadas	Referencia
Fp1			
Fp2			
F7			
F3			
		FZ	
F4			
F8			
			A1
T3			
	C3		
		CZ	
	C4		
T4			
			A2
	T5		
	P3		
		PZ	
	P4		
	T6		
	O1		
	O2		

Cuadro 4.1: Configuración de electrodos aplicada en la ejecución de las sesiones.

de los cables generaba movimientos pendulares en los electrodos, problema que se disminuía significativamente en las alternativas descartadas; sin embargo este inconveniente fue solucionado adhiriendo los cables a la ropa del sujeto aplicando cinta. Ésto se realizó en el punto mas cercano posible a su cabeza, permitiendo que una extensión muy corta del cable se encontrase libre.

Es muy importante especificar que la tarjeta OpenBCI de 32 bits usada para la ejecución de los experimentos cuenta con 16 electrodos activos, y teniendo en cuenta que un montaje completo siguiendo el sistema 10-20 estándar hace uso de 19 de ellos, fue necesario priorizar el uso de los electrodos de acuerdo a su posible aporte al objetivo del trabajo de grado, teniendo como meta obviar tres de ellos. A pesar de evaluar varias alternativas, esta decisión finalmente se basó en la posición de las áreas funcionales de la corteza cerebral, que como pueden observarse en el capítulo 3.1.2, y especialmente en la figura 3.14; las áreas sensoriales, motoras y de asociación se encuentran relativamente lejanas a la cisura interhemisférica, por tanto los electrodos ubicados en el Zenit (Fz, Cz y Pz), debido a la restricción especificada deberán ser despreciados (figuras 4.1 y 4.2).

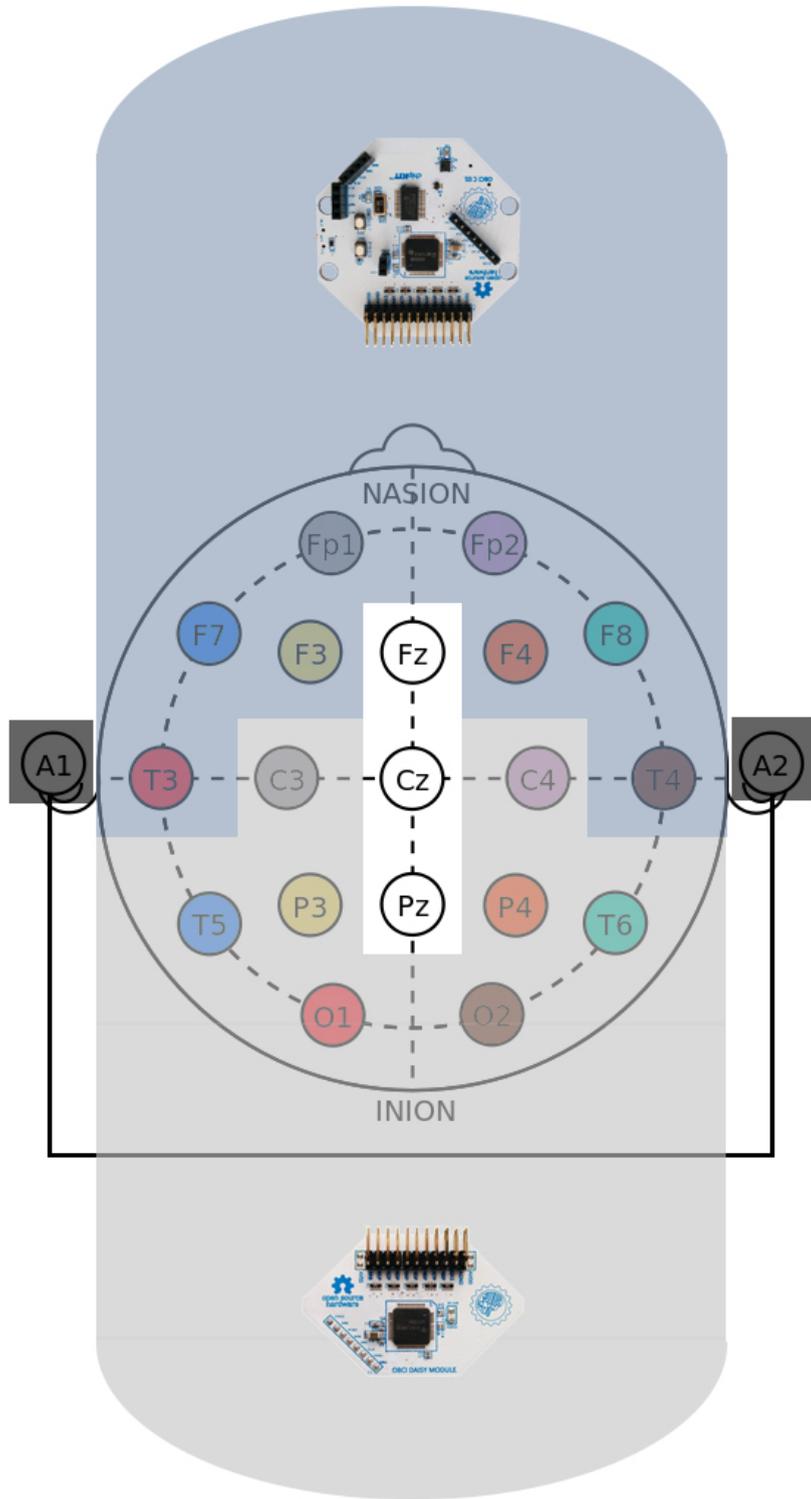


Figura 4.2: Configuración para emplazamiento manual de electrodos. Fuente: Propia.

Otra medida implementada para el control del error experimental aplicada a los dos tipos de experimentos es la reducción de registros erróneos producidos por condiciones ambientales extremas que pudiesen aumentar la variación; con este objetivo en mente se ha implementado un laboratorio denominado “Laboratorio EEG” (figuras 4.3 y 4.4) que fue diseñado para disminuir en gran medida la forma en que el sonido, la luz, los olores y las ondas electromagnéticas modifican el proceso fisiológico o interfieren en el registro que se desea capturar.



Figura 4.3: Fotos laboratorio EEG. Fuente: Propia.

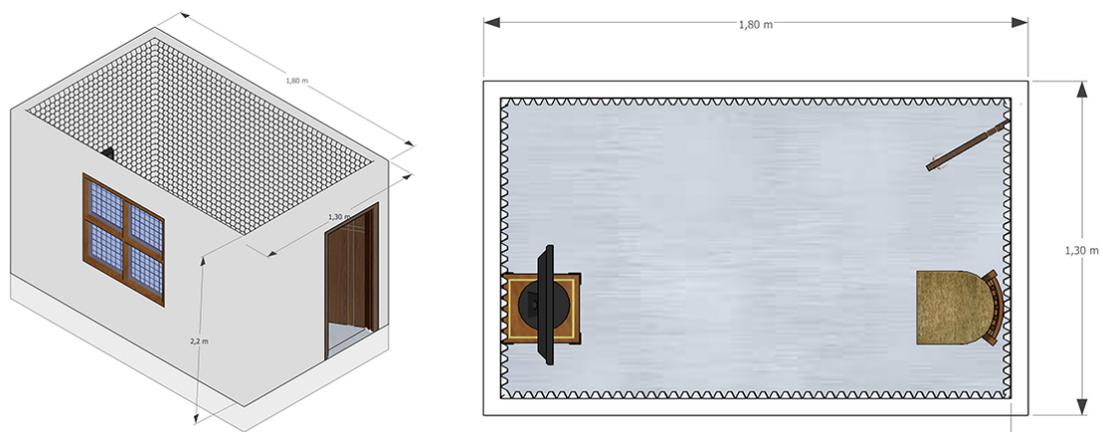


Figura 4.4: Esquema del laboratorio EEG. Fuente: Propia.

Dentro del laboratorio EEG se impide el flujo libre de aire usando madera triplex en la ventana de la habitación y laminas de icopor en las aberturas de las puertas, lo que permite la disminución de la percepción de olores provenientes del exterior por parte del sujeto. Adicionalmente, la cantidad de ondas electromagnéticas que pueden interferir con el registro EEG es disminuido mediante la aplicación de tres (3) capas de aluminio en todas las paredes de la habitación, incluyendose el piso y el techo.

Sobre las capas de aluminio se instalaron panales de huevos que cubrieron todas las paredes de la habitación y el techo, éstos por su material y forma disminuyen la potencia de las ondas sonoras que se captan dentro del recinto. Fue necesario asegurar que los panales se encontraran libres de suciedad u olores que pudiesen alterar al sujeto de alguna forma.

Otra medida para controlar el error experimental, todas las unidades experimentales han sido seleccionadas dentro de un rango de edades de entre 25 a 35 años con el ánimo de realizar una comparación precisa de los tratamientos basado en los resultados obtenidos a partir de unidades homogéneas [107], estableciéndose un rango de 10 años, el cual ha sido considerado adecuadamente amplio para representar una variedad suficiente de condiciones.

Por otra parte, para los dos tipos de experimento existirán unas condiciones presentes, las cuales serán identificadas principalmente mediante una “encuesta de caracterización del sujeto”, mientras que las condiciones impuestas se basarán en el tratamiento que se describe a continuación.

4.1.3. Tratamiento

Entendiéndose que a pesar de una cuidadosa atención al entorno de grabación, es inevitable cierta cantidad de fluctuación en el EEG, debido al estado de alerta de los sujetos, incluso en el transcurso de unos pocos minutos [33] y teniéndose en cuenta también, que los EEG son relativamente estables cuando son tomados durante estados de descanso o durante la realización de tareas cognitivas de baja carga [32]; se ha determinado que, para fines del presente trabajo de grado, de manera paralela a la adquisición de los registros electroencefalográficos se utilizarán mecanismos y técnicas para mantener la atención del sujeto durante la grabación [15]. Dichos mecanismos y técnicas consisten en la subdivisión de las sesiones en épocas que corresponderán a labores tales como abrir los ojos, cerrar los ojos o realizar tareas visuales simples.

De manera general, las tareas a ejecutarse corresponderán a:

Tarea 1 (PB): Ojos abiertos mirando un círculo blanco ubicado en el centro de una pantalla con fondo negro.

Tarea 2 (PC) : Ojos abiertos contando las veces en que un círculo ubicado en el centro de una pantalla cambia de color aleatoriamente, manteniéndose el fondo negro.

Tarea 3 (OC) : Ojos cerrados.

Las tarea visual 2 ha sido diseñada de tal manera que la variabilidad en la frecuencia de cambio de color sea lo suficientemente pequeña para mantener la tarea dentro de un nivel de dificultad similar, pero procurando que dicha variabilidad sea a la vez lo suficientemente significativa para asegurar cambios dentro de la prueba que generen la necesidad de mantener el estado de alerta para efectuar correctamente la labor. La razón del diseño de estas tareas visuales corresponde a que ciertas características de los EEG que se registran mientras los sujetos ejecutan una tarea cognitiva, son sensibles a la dificultad de dicha tarea [32].

Por otra parte, la secuencia de las tareas será variada sistemáticamente con el propósito de probar si el orden genera efectos en el registro EEG. Esta variación controlada, permitirá que en cada sesión se presenten las tareas visuales en un orden distinto [15].

4.1.3.1. Tareas

Las tareas se presentarán en una pantalla de 19 pulgadas LCD a color con referencia HP S1935a conectada a un MacBook Pro (Retina, Mid 2012) con sistema operativo OS X El Capitan Versión 10.11.1 basado en procesador Intel Core i7 a 2,3 Ghz, con memoria de 8GB a 1600 MHz DDR3, Gráficos NVIDIA GeForce GT 650M con 1024 Mb de memoria independiente, denominado “Computador de Pruebas”. Tanto la presentación de las tareas como la recolección del registro EEG y la visualización de los datos se realizará a través del IDE de processing en su versión “3.0 alpha 3.0b5”, el mismo que se usó para diseñar y ejecutar las tareas.

Tarea 1

La tarea 1 (figura 4.5) que corresponde a un círculo blanco ubicado en el centro de la pantalla con fondo negro. El círculo blanco tiene un diámetro que corresponde a 1/15 de la altura de la pantalla. La tarea se presenta en pantalla completa.

```

1 void setup() {
2     fullscreen();
3 }
4
5 void draw() {
6     background(0);
7     fill(255);
8     ellipse(width/2, height/2, height/15, height/15);
9 }

```

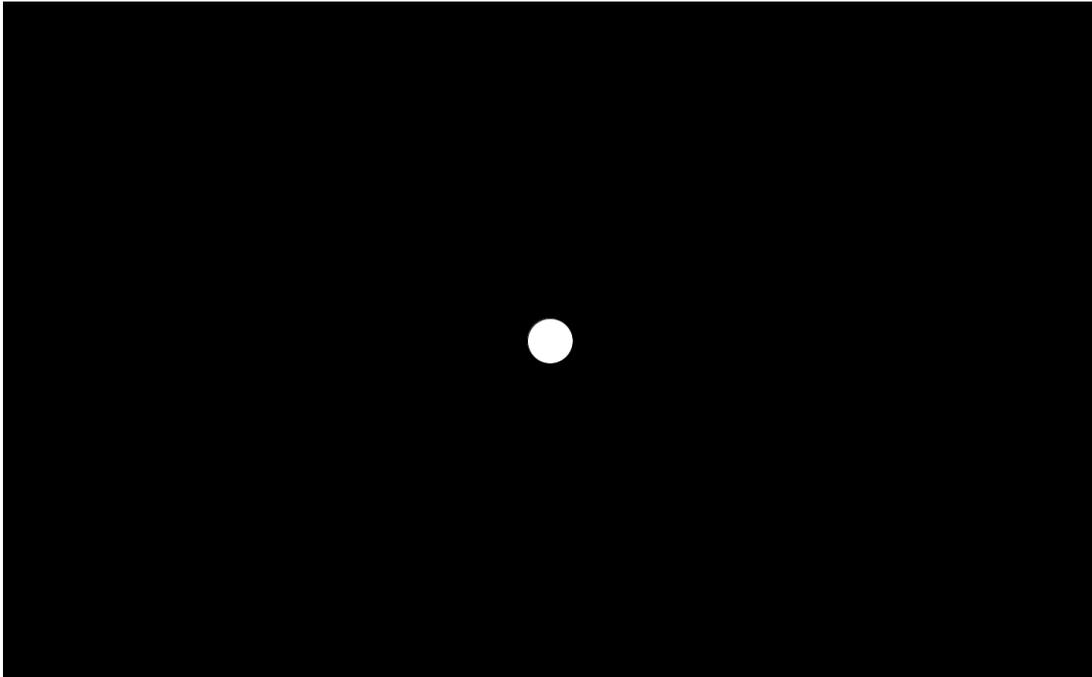


Figura 4.5: Tarea 1. Fuente: Propia.

Tarea 2

La tarea 2 (figura 4.6) que corresponde a un círculo ubicado en el centro de la pantalla que cambia de color aleatoriamente mantiene el fondo de la pantalla negro. El círculo desplegado tiene un diámetro que corresponde a $1/10$ de la altura de la pantalla. Nuevamente la tarea se presenta en pantalla completa y la frecuencia con que el color del círculo varía es aleatorio y se encuentra en el rango de 5 a 25 segundos. El color del círculo es sólido y puede variar entre 0 y 255 para cada canal RGB, para un aproximado de 16 millones de colores.

```

1 void setup() {
2   fullScreen();
3   frameRate(60);
4 }
5
6 void draw() {
7   if (i == 5)
8     {
9     i=0;
10    frameRate(random(1,5));
11    background(0);
12    fill(random(0,255), random(0,255), random(0,255));
13    ellipse(width/2, height/2, height/10, height/10);
14  }
15  else
16  {
17    i++;
18  }
19 }

```

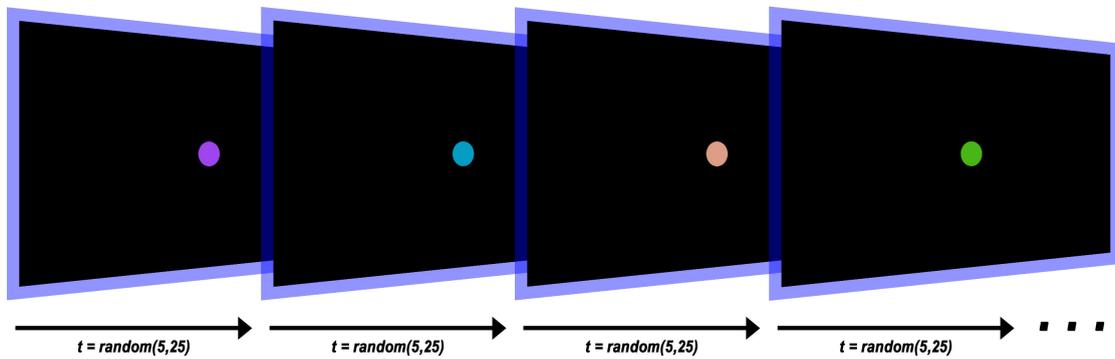


Figura 4.6: Tarea 2. Fuente: Propia.

4.1.4. Protocolo de preparación del sujeto y del ambiente de pruebas

Se destacan 14 componentes básicos que deben atenderse de manera cuidadosa en la práctica de una sesión de registro de EEG.

4.1.4.1. Explicación del Proceso y Firma del Consentimiento Informado

- *Quien*: El sujeto, el medico y los experimentadores.
- *Cuando*: Una vez se presenta el sujeto a la prueba.
- *Objetivo*: Explicar al sujeto el motivo y el objetivo de la realización del registro.
- *Como*: Haciendo uso del Consentimiento Informado y respondiendo todas las preguntas que pueda tener antes de iniciar el registro. Es importante recordarle que el registro EEG adquirido en el proceso será anónimo y que puede abandonar el registro en cualquier momento que lo desee sin ser necesario explicar la razón de dicha decisión. Una vez aclarado lo anterior se solicita la firma del consentimiento informado.

4.1.4.2. Caracterización del Sujeto

- *Quien*: El sujeto.
- *Cuando*: Una vez se presenta a la prueba y ha firmado el consentimiento informado.
- *Objetivo*: Determinar hábitos, enfermedades y demás características que puedan ser relevantes para el posterior análisis de los datos.
- *Como*: Se hace entrega de la Encuesta de Caracterización Anónima del sujeto y se le solicita la diligencie.

4.1.4.3. Preparación del Laboratorio

- *Quien*: El experimentador auxiliar.
- *Cuando*: Antes de iniciar la preparación del sujeto.

- *Objetivo:* Asegurar las condiciones apropiadas del laboratorio de EEG para evitar alteraciones en los resultados del registro.
- *Como:* La temperatura dentro del laboratorio EEG debe ser similar a la temperatura ambiente al inicio de la sesión. Para lograr esto debe abrirse la puerta por mínimo 5 minutos y encender un ventilador ubicado fuera del Laboratorio EEG para generar circulación de aire. El laboratorio EEG se debe ventilar y encontrarse notablemente desodorizado. Se deben evitar interferencias por corriente alterna e interferencia electromagnética producidas dentro del laboratorio de EEG. Por tal razón no deberán ingresarse computadores, teléfonos celulares, tabletas o demás dispositivos electrónicos que no sean estrictamente necesarios para la prueba y que puedan afectar el registro.

4.1.4.4. Preparación del Equipo EEG

- *Quien:* Experimentador principal.
- *Cuando:* Antes de iniciar el registro EEG al sujeto.
- *Objetivo:* Asegurar que el Equipo EEG se encuentra completo y en buen estado antes de iniciar el proceso de montaje.
- *Como:* Preparar el Equipo EEG verificando que se encuentre completo, los módulos correctamente conectados, todos los electrodos acoplados y existencia de una Memoria Micro SD en el slot. Una vez finalizado este proceso deberá llevarse el Equipo EEG al sitio de preparación.

4.1.4.5. Lavado de Manos

- *Quien:* Los experimentadores.
- *Cuando:*
 - a) Antes y después del contacto con cada paciente.
 - b) Entre dos procedimientos con el mismo sujeto.
 - c) Después de contacto con suciedad o elementos contaminados.
 - d) Después de estornudar, toser, tocarse el cabello, etc.

- e) Cada vez que se considere necesario durante el transcurso del protocolo de pruebas.
- *Objetivo:* Mantener suficientemente limpias la superficie de los electrodos y la piel de impurezas que alteren eléctricamente el registro EEG. Mantener todos los equipos a salvo de daños por contacto con grasa, agua y demás elementos que podrían deteriorarlos.
 - *Como:* Primero deberán mojarse las mano con agua para posteriormente aplicar jabón. Se frotarán las manos procurando la limpieza total de los dedos y las uñas. Finalmente se secarán las manos completamente.

4.1.4.6. Limpieza y Preparación de las Superficies de los Electrodo

- *Quien:* Los experimentadores.
- *Cuando:* Antes de emplazar los electrodos en el cuero cabelludo del sujeto y después de efectuada la limpieza de las manos.
- *Objetivo:* Mejorar el contacto entre los electrodos y el cuero cabelludo.
- *Como:* Todos los electrodos deben limpiarse con alcohol haciendo uso del algodón y los aplicadores para mejorar el posterior contacto entre los electrodos y la piel.

4.1.4.7. Determinación de la Ubicación de los Electrodo

- *Quien:* Los experimentadores.
- *Cuando:* Después de realizada la limpieza y preparación de las superficies.
- *Objetivo:* Obtener los parámetros de cada paciente para tomarlos como inputs en el calculo de las posiciones de acuerdo al sistema internacional 10 -20.
- *Como:*
 - a) Medir la distancia entre el nasion y elinion.
 - b) Medir la distancia entre los meatos acústico derecho e izquierdo.
 - c) Medir la circunferencia de la cabeza.
 - d) Registrar estos datos en la hoja de calculo “Posiciones de Electrodo”.

- e) Marcar las posiciones de los electrodos en la cabeza del sujeto haciendo uso de pinzas para el cabello con el objetivo de exponer el cuero cabelludo (EEG Recording and Analysis for Sleep Research).

4.1.4.8. Limpieza y Preparación de la Superficie del Cuero Cabelludo

- *Quien:* Los experimentadores.
- *Cuando:* Antes de emplazar los electrodos en el cuero cabelludo del sujeto y después de la determinación de la ubicación de los electrodos.
- *Objetivo:* Ubicar los electrodos y mejorar el contacto entre estos y el cuero cabelludo.
- *Como:* La piel debe ser frotada ligeramente en círculos con alcohol haciendo uso de algodón para eliminar los residuos e impurezas que pudo haber producido el marcado de los puntos, esto con el fin de mejorar el contacto entre los electrodos (que serán emplazados en este momento) y la piel.

4.1.4.9. Verificación Inicial del Montaje

- *Quien:* Los experimentadores.
- *Cuando:* Una vez emplazados todos los electrodos y antes de iniciar el registro.
- *Objetivo:* Comprobar que los electrodos se encuentren correctamente instalados.
- *Como:* Se solicita al sujeto el ingreso al laboratorio EEG. Una vez el sujeto se encuentra en la silla y relajado deberá observarse durante mínimo un minuto la estabilidad en la línea base de la señal; esta visualización se logrará haciendo uso de la GUI de OpenBCI y conectando el Equipo EEG al Computador de Pruebas mediante el Dongle Bluetooth. De presentarse líneas basales errantes, se solucionarán mejorando el contacto y la fijación del electrodo. Una vez esto se encuentre solucionado deberá desconectarse el Equipo EEG del Computador de pruebas, verificar que la Memoria Micro SD y debe cerrarse completamente la puerta del laboratorio EEG para garantizar el máximo aislamiento electromagnético.

4.1.4.10. Registro EEG de Prueba

- *Quien:* Los experimentadores.

- *Cuando*: Una vez emplazados todos los electrodos y verificado su correcto funcionamiento.
- *Objetivo*: Adquirir las señales EEG de prueba del paciente para amplificarlas, filtrarlas, digitalizarlas y almacenarlas en el la Memoria Micro SD.
- *Como*: Una vez el sujeto se encuentra en la silla y relajado, desde la GUI de OpenBCI se inicia el registro de las señales EEG durante 1 minuto.

4.1.4.11. Verificación Final del Montaje

- *Quien*: Los experimentadores.
- *Cuando*: Una vez realizado el Registro EEG de prueba.
- *Objetivo*: Comprobar que los electrodos se encuentren correctamente instalados, verificar que el sujeto no está generando artefactos que constantemente deterioren la señal y que el registro se está realizando correctamente.
- *Como*: Se descarga el archivo del registro EEG de prueba desde la Memoria Micro SD y se visualiza mediante la GUI. En caso de presentarse inconvenientes con la señal, será necesario corregirlos y hacer nuevamente un registro EEG de prueba.

4.1.4.12. Registro EEG

- *Quien*: Los experimentadores.
- *Cuando*: Una vez emplazados todos los electrodos y verificado su correcto funcionamiento.
- *Objetivo*: Adquirir las señales EEG del paciente para amplificarlas, filtrarlas, digitalizarlas y almacenarlas en el la Memoria Micro SD.
- *Como*: Una vez el sujeto se encuentra en la silla y relajado, desde la GUI de OpenBCI se inicia el registro de las señales EEG durante 5.5 minutos.

4.1.4.13. Construcción de las Carpetas del Sujeto

- *Quien*: El experimentador principal.

- *Cuando*: Una vez terminado el registro EEG.
- *Objetivo*: Mover el archivo del Registro EEG desde la Memoria Micro SD a una carpeta que contendrá de manera anónima la información obtenida durante el proceso.
- *Como*: Una vez finalizado el Registro EEG se crea una subcarpeta dentro la Carpeta Compartida que tendrá por nombre tres (3) letras seguidas de ocho (8) dígitos con formato *NNDDMMAAAA*. Las letras podrán corresponder a lo que el experimentador considere suficiente para identificar al sujeto y que le sea posible recordar para agrupar las sesiones posteriores. Dentro de la carpeta se consignarán los archivos correspondientes a la Encuesta de Caracterización, el Registro EEG y el(los) Registro(s) EEG de Prueba.

Los registros de prueba se almacenarán siguiendo el formato *OpenBCI – RAW – NNNpp.txt* , siendo *NNN* el mismo código usado para denominar la carpeta del sujeto, y *pp* representando el tipo de tarea, pudiendo tomar valores de *pb*, *pc* u *oc* para la Tarea 1, Tarea 2 y Tarea 3 respectivamente. La Encuesta de Caracterización deberán almacenarse con este nombre en formato .pdf y se creará otra carpeta con el nombre del paciente que contendrá el archivo digitalizado de la Citación y el Consentimiento Informado.

La Carpeta Compartida será propiedad de los directores de tesis y los estudiantes; éste recurso unicamente podrá ser accedido por los mismos, impidiéndose la entrada a cualquier persona ajena al proyecto. De requerirse acceso por parte de un tercero, será necesario que antes se realice de manera expresa un aceptación por parte de todos los miembros del proyecto.

4.1.4.14. Remoción del Equipo EEG

- *Quien*: El auxiliar.
- *Cuando*: Una vez terminado el registro EEG.
- *Objetivo*: Dejar al sujeto en condiciones de abandonar el sitio de pruebas y preparar el equipo para un próximo registro.
- *Como*: Se remueven los electrodos y pinzas, se ejecutan procedimientos de limpieza de los electrodos y se almacena el Equipo EEG.

4.2. Preprocesamiento de Datos

La tarjeta OpenBCI genera archivos en texto plano (.txt), cuyo formato corresponde al del ejemplo siguiente:

```
1 %OpenBCI Raw EEG Data
2 %
3 %Sample Rate = 250.0 Hz
4 %First Column = SampleIndex
5 %Other Columns = EEG data in microvolts followed by Accel Data (in
   G) interleaved with Aux Data
6 0, 0,00, 0,00, 0,00, 0,00, 0,00, 0,00, 0,00, 0,00, 4496,99,
   7671,81, 3959,23, 10146,48, 1290,03, 5836,49, -1307,98, 5803,41,
   0,11, 0,42, 0,23
7 1, 31452,48, 38412,41, 51272,78, 28472,25, 48842,58, 28612,76,
   56406,50, 47901,15, 4496,99, 7671,81, 3959,23, 10146,48,
   1290,03, 5836,49, -1307,98, 5803,41, 0,00, 0,00, 0,00
8 2, 31452,48, 38412,41, 51272,78, 28472,25, 48842,58, 28612,76,
   56406,50, 47901,15, 9048,92, 15364,88, 7934,65, 20296,63,
   2732,95, 11678,36, -2582,07, 11755,18, 0,00, 0,00, 0,00
9 3, 31397,00, 38353,43, 51245,42, 28416,24, 49030,58, 28815,24,
   56570,03, 47896,41, 9048,92, 15364,88, 7934,65, 20296,63,
   2732,95, 11678,36, -2582,07, 11755,18, 0,00, 0,00, 0,00
10 4, 31397,00, 38353,43, 51245,42, 28416,24, 49030,58, 28815,24,
   56570,03, 47896,41, 9069,85, 15389,69, 7913,05, 20305,46,
   2682,43, 11716,61, -2604,27, 11780,84, 0,00, 0,00, 0,00 ...
```

En la estructura de datos que se puede apreciar las líneas 1 a 5 pertenecen a la cabecera del archivo que contiene al registro EEG. A partir de la línea 5 y hasta finalizar el registro se encuentra la información capturada a partir de los sensores y ADC de la tarjeta. Ésta estructura almacena valores de punto flotante cuya componente decimal se denotan con una coma, debido a que cada valor se encuentran delimitado también por una coma (,) pero seguida de un espacio, se aprovecha esta característica para convertir los datos en una matriz.

En la primer columna de la matriz resultante se encuentra un numero consecutivo que hace las veces de contador y registra el orden de adición de cada fila. Dicho contador inicia

con 0 y se desborda al llegar a 255. En cada fila las tres últimas columnas corresponden a los valores registrados por el acelerómetro integrado en la board y desde la columna 2 hasta la 9 se encuentran los valores correspondientes a las señales adquiridas por el ADC de la tarjeta. Finalmente, desde la columna 10 hasta la 17 corresponde a las señales adquiridas por el ADC del módulo DAISY.

El disponer de los datos en un formato plano y completamente documentado permite efectuar fácilmente procesamientos para convertir los archivos en información que pueda ser aprovechada de una manera más práctica. Para el pre-procesamiento de los datos se hace uso de un script de conversión ejecutado en MATLAB_R2015b que elimina todos los datos que no corresponden a información EEG y transforma éstos archivos a matrices en formato .mat. Las matrices son finalmente transpuestas para tener 16 filas correspondientes a cada electrodo, donde los valores obtenidos en cada muestra son dispuestos en las columnas.

Con el objetivo de eliminar inconsistencias en el registro debidas a la alteración del sujeto o artefactos de movimiento mientras se familiariza con cada tarea se suprimen los datos que corresponden a los primeros y últimos treinta segundos de registro. Esta acción también permite eliminar los comportamientos extraños en la señal que se evidencian en la figura 4.7, donde se presenta un ejemplo típico de los valores adquiridos al inicio de cada registro. Todo lo anterior se efectúa de conformidad con lo descrito en el protocolo de experimentación.

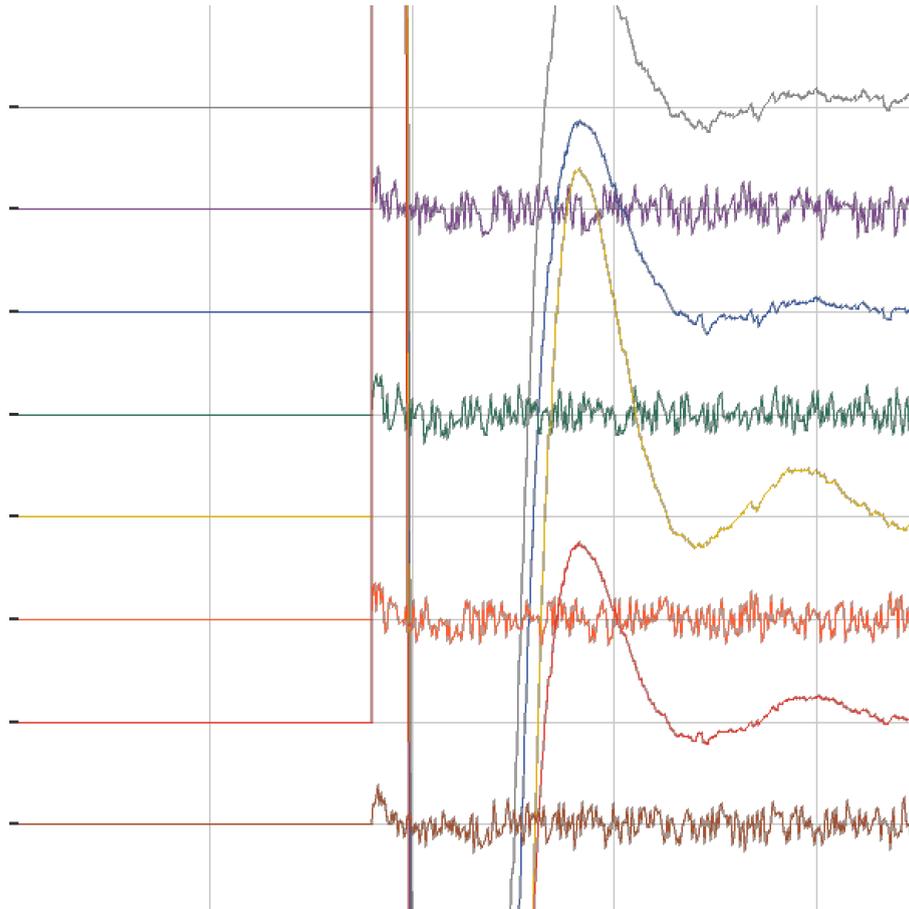


Figura 4.7: Valores extraños al inicio del registro. Fuente: Propia a partir de OpenBCI GUI.

Una vez los archivos han sido procesados se aplica un filtro que elimina la señal de 60 Hz, la cual corresponde a la frecuencia del suministro eléctrico comercial. También se aplica un filtro pasa banda con frecuencias de corte en 0.01 Hz y 100 Hz, correspondientes al rango de frecuencias electroencefalográficas.

Capítulo 5

Resultados

5.1. Desempeño Durante la Ejecución de las Tareas

Durante las tareas OC y PB ninguno de los sujetos declaró haber presentado somnolencia o pérdida de atención durante la duración del registro correspondiente, sin embargo sí expresaron que mantener el foco sobre el punto blanco sin parpadear constantemente se dificultaba, situación aparentemente debida a las condiciones de luz del laboratorio EEG. Algunos sujetos reportaron también que el punto blanco persistía en la visión durante un corto periodo posterior a la prueba.

En cuanto a la tarea PC, todos los sujetos reportaron que fue relativamente sencilla y declararon haberse mantenido atentos al cambio de color durante toda la prueba. El conteo mental realizado por cada sujeto fue corroborado mediante una pregunta al final del registro, obteniéndose un promedio de 89.3% de precisión en la respuesta. En una de las sesiones el sujeto manifestó a mitad de la prueba que se había desconcentrado *pensando en otras cosas*; durante dicha acción realizó movimientos faciales y corporales que generaron una cantidad significativa de artefactos, por lo que el registro se desechó y se repitió la ejecución de la tarea.

5.2. Separación de Fuentes Usando Análisis de Componentes Independientes

El objetivo de realizar la medición de variabilidad haciendo uso de PCA requiere de una gran flexibilidad a la hora de establecer las etapas de procesamiento y la definición de los resultados necesarios; sin embargo la separación de fuentes es un objetivo más común, por lo que encontrar herramientas que realicen correctamente esta tarea es mucho más sencillo. Inicialmente se evaluó la posibilidad de efectuar dicha separación de fuentes haciendo uso de la función implementada en EEGLAB, sin embargo se encontró un paquete más sencillo de usar dentro de los script construidos, que adicionalmente se encuentra respaldado por más de 200 publicaciones en diferentes revistas internacionales. Este paquete es denominado FastICA, y fue desarrollado por Hugo Gävert, Jarmo Hurri, Jaakko Särelä, y Aapo Hyvärinen en el Departamento de Ciencias de la Computación de la Helsinki University of Technology.

El objetivo de este procesamiento es obtener las señales fuente, para que posteriormente sean analizadas sus características de variabilidad mediante el algoritmo basado en PCA que se implementó (figura 5.1).

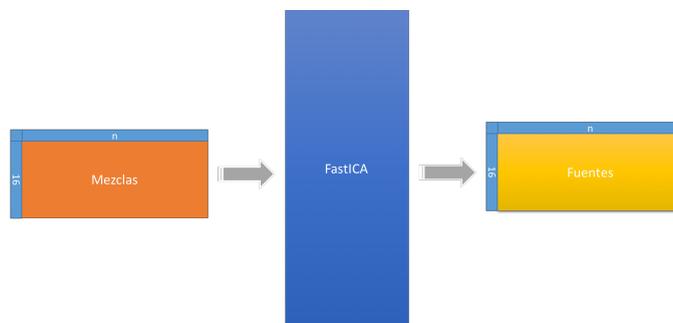


Figura 5.1: Esquema de funcionamiento de ICA. Fuente: Propia.

5.3. Análisis de Variabilidad con PCA

Con el fin de evidenciar el comportamiento de variabilidad se utilizó la técnica PCA como una herramienta de medida de varianza en los datos obtenidos. Para desarrollar dicho análisis fue necesario dividir en bloques cada uno de los registros electroencefalográficos y se procedió a calcular la matriz de covarianzas de cada uno de estos bloques o ventanas.

A partir de las matrices de covarianzas obtenidas fueron calculados los eigenvalores y eigenvectores correspondientes.

A continuación se realizó la búsqueda del valor máximo dentro de cada matriz de eigenvalores, valor que se encuentra relacionado directamente con el eigenvalor principal de la ventana, es decir, con el componente que mas información aporta dentro de cada bloque. Partiendo de los eigenvectores principales de ventana se calcula el eigenvector principal promedio como el promedio aritmético de los mismos. Todos los vectores son expresados en términos de magnitud y ángulo con el fin de realizar una comparación basada en estas dos características.

Posterior a éste procesamiento se almacenó en una matriz la diferencia de magnitud o errores de magnitud (EMag) entre el vector principal promedio y el principal de la ventana. Siguiendo este mismo procedimiento se obtuvo otra matriz que almacenó las diferencias de ángulo (EAngle) entre la dirección y sentido del vector principal de la ventana respecto al vector principal promedio. Se considera relevante aclarar que aunque los valores de EAngle son calculados y almacenados en radianes, toda gráfica que presente dichos valores corresponderán a su transformación en grados (DEG).

Se aclara que a diferencia del tratamiento ICA realizado a las señales mezcla, el algoritmo que efectúa el procesamiento descrito anteriormente para calcular la variabilidad presente en las señales EEG ha sido desarrollado específicamente y a la medida de éste trabajo de grado (figura 5.2); por tanto es una de las contribuciones importantes que hace el mismo.

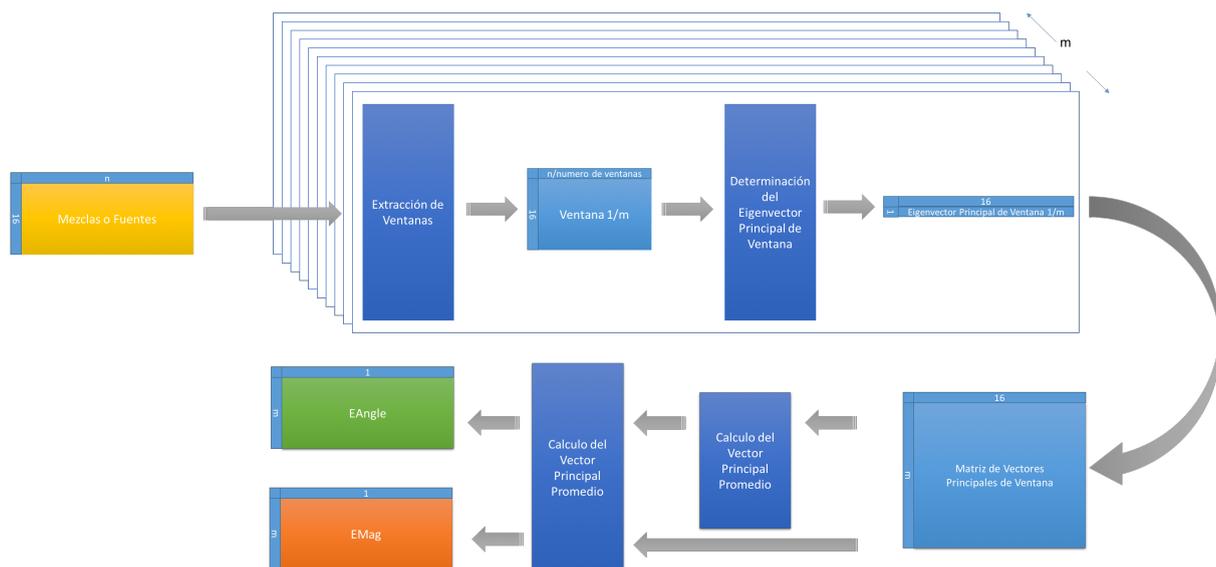


Figura 5.2: Esquema de funcionamiento de PCA. Fuente: Propia.

5.4. Tamaños de Ventana

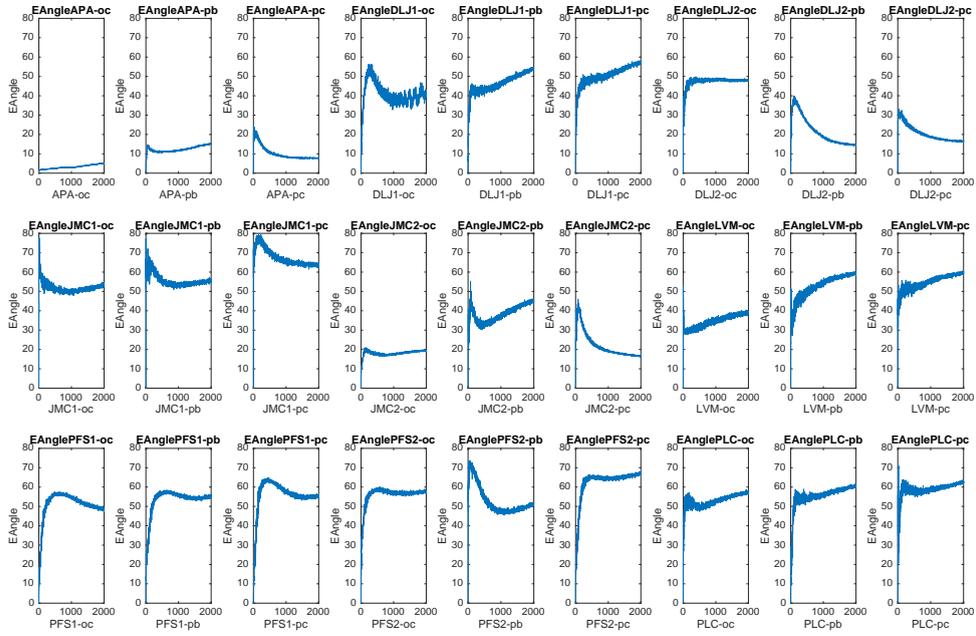
Según el procedimiento descrito anteriormente para el análisis de variabilidad basado en PCA, es de esperarse que a mayor tamaño de ventana, o lo que es lo mismo, a menor número de ventanas extraídas de cada registro, se obtendrán valores de $EMag$ y $EAngle$ que tenderán a ser muy pequeños. Lo anterior se ilustra más fácilmente si a manera de ejemplo se lleva a uno de los casos extremos, donde se “divide” el registro en una sola ventana, lo que tendría como consecuencia que el vector principal de ventana y el vector promedio del registro sean iguales, y por tanto la diferencia o error tanto en magnitud como en ángulo será cero. En la medida en que se aumente el número de ventanas la diferencia entre vectores principales tendrá un significado más relevante.

En este orden de ideas, el caso contrario se presentará cuando el número de ventanas corresponde al número de muestras, lo cual en concordancia con lo estipulado en el programa de investigación equivale a 52.500 ventanas aproximadamente. Bajo estas condiciones se estaría prácticamente comparando el vector principal promedio de la señal capturada con cada una de sus muestras, lo cual no generaría ningún tipo de información valiosa para el objetivo del trabajo de grado.

Con el interés de identificar la cantidad de ventanas más acorde al propósito de determinar la variabilidad de las señales en el tiempo, se realizó una serie de iteraciones sobre el algoritmo de análisis de componentes principales anteriormente descrito; iteraciones que comprendieron la evaluación de 1 hasta 10.000 ventanas, es decir, para una longitud temporal de ventana mínimo de 18 milisegundos Aprox. y máximo de 3,5 minutos Aprox. según el equivalente en tiempo.

Durante ésta evaluación se encontró que de manera general, en un número cercano a las 1.000 ventanas se encuentra una zona relativamente estable tanto en magnitud como en ángulo que representa la menor alteración en la medición de la variabilidad; por esta razón, el procesamiento que se continuó se basó en el parámetro de 1.000 ventanas. Con el fin de incorporar de manera gráfica los resultados de estas iteraciones se presenta en la figura 5.3 algunas de las gráficas que permiten visualizar el comportamiento en términos de $EAngle$ y $Emag$ para cantidades de ventanas que van desde 1 hasta 2.000.

EAngle



EMag

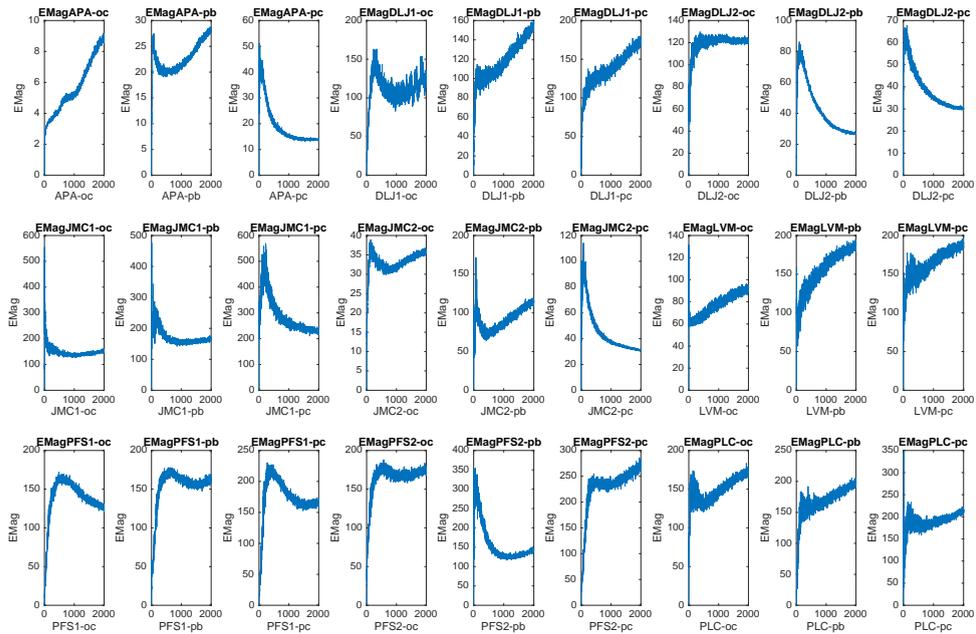


Figura 5.3: Cálculo de EAngle y EMag desde 1 hasta 2.000 ventanas. Fuente: Propia.

5.5. Procesamiento para análisis de resultados

El análisis de los resultados obtenidos se basó en la estadística descriptiva. Para éste fin se tomaron los parámetros de desviación estándar, distancia intercuartílica (IQR) y la cantidad de valores atípicos como medidas de variabilidad; para obtener dichos parámetros fue necesario calcular también los cuartiles Q1, Q2 y Q3 para cada uno de los registros.

Con la intención de almacenar de manera comprensible los resultados de los cálculos estadísticos se optó por la construcción de dos tablas similares a la tabla 5.1 para cada una de las sesiones. Una de estas tablas fue destinada a registrar los resultados del procesamiento de las señales capturadas directamente de los electrodos, y la otra se usó para el almacenamiento del producto de los cálculos efectuados sobre los datos de las señales fuentes de EEG.

Registros				EMag								EAngle							
	Sesión	Sujeto	Tarea	Media	Sigma	Q1	Q2	Q3	IQR	# Atipicos	Media	Sigma	Q1	Q2	Q3	IQR	# Atipicos		
1	A	APA	OC	5,14	7,52	2,67	3,45	4,76	2,09	89	2,95	4,83	1,51	1,96	2,71	1,20	88		
2	A	APA	PB	20,62	19,36	10,87	16,06	20,90	10,03	103	11,39	11,67	5,70	8,76	11,56	5,86	102		
3	A	APA	PC	17,19	24,63	8,33	10,45	14,59	6,26	68	9,39	15,21	3,97	5,31	7,80	3,84	67		

Cuadro 5.1: Tabla para almacenamiento de calculos estadisticos. Fuente: Propia.

La representación de manera gráfica de ésta información se efectuó haciendo uso de diagramas de caja, también conocidos como diagramas de caja y bigote, similares al que se encuentra en la figura 5.4.

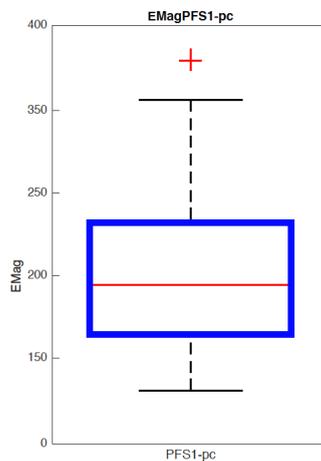


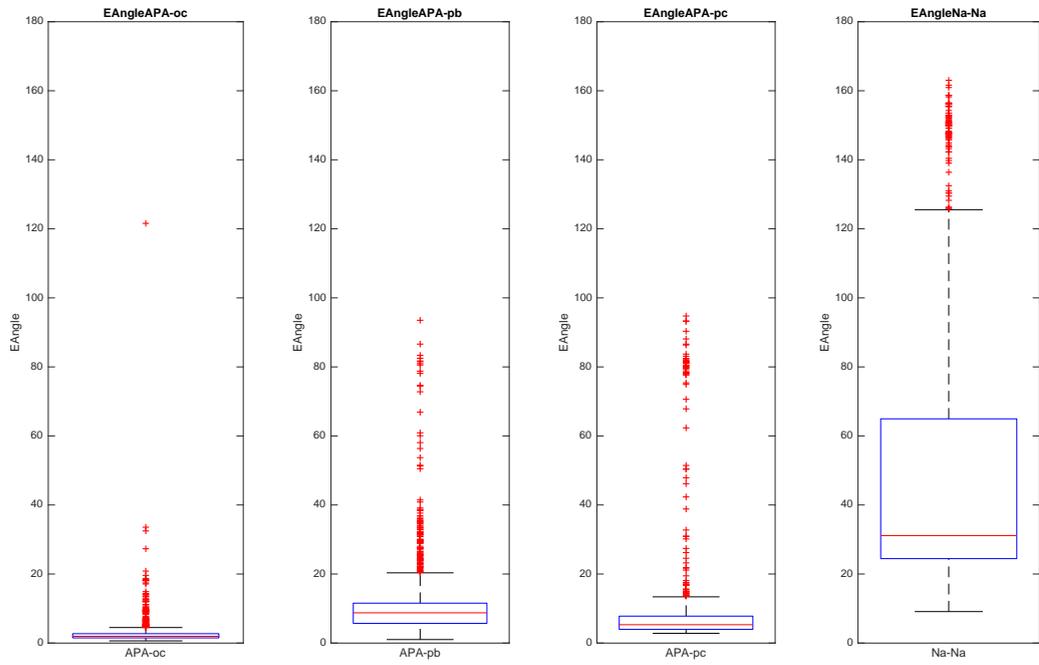
Figura 5.4: Diagrama de caja y bigotes. Fuente: Propia.

Éstos diagramas han sido seleccionados como herramientas de visualización debido a que facilitan la comprensión de gran parte de la información correspondiente a los parámetros seleccionados y calculados para el análisis estadístico. En el esquema se muestra el cuartil Q1 (borde superior de la caja azul), el cuartil Q2 (línea roja dentro de la caja) y el cuartil Q3 (borde inferior de la caja azul). Los bigotes superior e inferior (líneas negras horizontales continuas) señalizan el límite entre los valores típicos (comprendidos entre las líneas negras verticales punteadas) y atípicos (cruces rojas). Los valores atípicos se han considerado como aquellos que se encuentren por debajo de Q1 o por encima de Q3 a una distancia que supere tres veces la distancia intercuartilica, donde $IQR = (Q3-Q1)$.

5.6. Tareas y Variabilidad Relacionada

Con el objeto de determinar si la selección de las tareas cognitivas ha cumplido con el propósito de mantener estable la actividad electroencefalográfica el registro EEG se realizó la comparación entre registros correspondientes a las tareas del tratamiento vs registros libres. La figura 5.6 corresponde al diagrama de caja construido a partir de la información de EAngle para el sujeto APA, y para esto se parte de las señales obtenidas directamente de los electrodos. De izquierda a derecha se grafican los datos correspondientes a las tareas OC, PB y PC. Finalmente en la parte derecha se despliega un registro de la misma persona sin solicitársele la ejecución de ninguna tarea específica, es decir actuando libremente mientras se captura el registro EEG.

EAngle



EMag

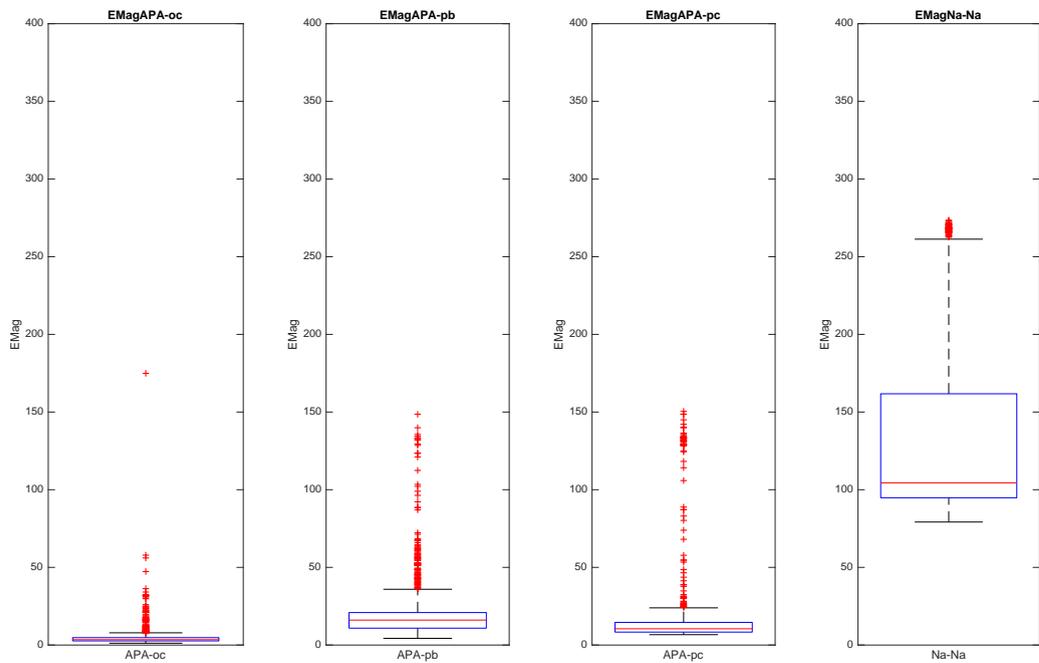


Figura 5.5: Tareas y variabilidad relacionada para EAngle y EMag. Fuente: Propia.

5.7. Tareas y Distancias Intercuartilicas

Cuando se realiza una análisis de variabilidad a los datos de la mezcla EEG en términos de distancias intercuartilicas, la tarea que presenta IQR´s mas pequeñas es OC, tendencia que se observa en el 55,6 % de los registros en términos de EMag y en el 66.7 % en términos EAngle. PB es la segunda tarea que menos distancia intercuartilica presenta, siendo la de menor distancia en términos de EMag para el 33,3 % de las sesiones. Al final de la lista se encuentra PC, que se comporta como la tarea menos variable desde la perspectiva de IQR solamente para un 11,1 % de las sesiones en términos de EMag. Las tarea PB en términos de EAngle, se comportan como las señal con menos variabilidad en el 22,2 % de las sesiones, mientras que la tarea PC solo lo hace para el 11.1 %.

Cuando se realiza una análisis de variabilidad a los datos sobre los componentes independientes, la tarea que presenta menor IQR es OC, tendencia que se observa en el 66,7 % de los registros tanto para EMag como para EAngle. PC es la segunda tarea que menos distancia intercuartilica presenta, representando la distancia mas corta tanto en términos de EMag como de EAngle para el 22,2 % de las sesiones. Al final de la lista se encuentra PB, que se comporta como la tarea menos variable solamente para un 11,1 % de las sesiones tanto en términos de EMag como de EAngle.

5.8. Tareas y Número de Valores Atípicos

Al realizarse un análisis de variabilidad en termino de valores atípicos a los datos de la mezcla EEG se obtiene que la tarea con menos valores atípicos es OC con un 16,52 % para EMag y un 18,86 % EAngle. La segunda tarea con mayor presencia de valores atípicos es PC con un 34,15 % para EMag y un 32,87 % para EAngle. Finalmente la tarea con más cantidad de valores atípicos registrados tanto para EAngle como para EMag es PB, con un 49,33 % para EMag y un 48,28 % para EAngle.

Efectuándose un análisis similar de variabilidad sobre los componentes independientes se encuentra que únicamente se presenta un valor atípico, por lo que no existe suficiente información para considerarse este parámetro relevante.

5.9. Tareas y Desviación Estándar

Realizar un análisis de variabilidad respecto a la desviación estándar sobre los datos de la mezcla EEG muestra que la desviación estándar se comporta de una manera homogénea para los parámetros EMag y EAngle, encontrándose que OC es la tarea con menor σ en el 55,6 % de los registros, mientras que PB y PC son las tareas con menor σ en el 22,2 % de los registros.

Este mismo análisis de variabilidad sobre los componentes independientes evidencia que al igual que para las mezclas EEG, el parámetro σ se comporta de una manera homogénea tanto para EAngle como para EMag, encontrándose nuevamente que OC es la tarea con menor σ en el 66,7 % de los registros, mientras que PC es la segunda tarea con menor σ en el 22,2 % de los registros. Finalmente PB es la tercer tarea con menor σ en el 11,1 % de los registros.

5.10. Género y variabilidad

Se realizó adicionalmente un análisis de las condiciones de variabilidad para los sujetos haciéndose una clasificación por genero femenino o masculino. Dicho análisis arrojó que OC es la tarea con menor variabilidad para el 75 % de los registros de sujetos masculinos, tanto en términos de IQR como de σ ; datos obtenidos tanto para EMag como para EAngle a partir de las señales procesadas con ICA. En sujetos femeninos se mantienen la tendencia, aunque la proporción es del 60 % bajo las mismas condiciones de evaluación.

Al realizar este mismo análisis sobre las señales mezcla se obtiene que para el caso de sujetos masculinos en términos de desviación estándar, tanto para EMag como para EAngle, se encuentra a OC como la tarea con menos variabilidad en el 50 % de los registros; mientras que para los sujetos femeninos se observa un 80 %. En términos de distancias intercuartílicas, en los sujetos masculinos OC es la tarea menos variable en el 75 % de los registros, tanto para EAngle como para EMag; mientras que en lo sujetos femeninos se observa a OC como la tarea con menos variabilidad en términos de IQR para el 40 % respecto a EMag y 60 % respecto a EAngle.

En términos de cantidad de valores atípicos OC representa menos del 17 % de ellos en sujetos masculinos, y menos del 20 % en sujetos femeninos, límites superiores tanto para EMag como para EAngle.

Capítulo 6

Conclusiones y Trabajos Futuros

6.1. Conclusiones

Se ha podido determinar que el cálculo de la cantidad de número de valores atípicos, la magnitud de las distancias intercuartílicas y la desviación estándar, además de ser métodos muy livianos de procesamiento de la información electroencefalográfica, también son herramientas útiles que entregan información coherente sobre la variabilidad que presentan las señales capturas.

La tarea que menor variabilidad presentó tanto en términos de variación estandar, distancias intercuartílicas y cantidad de valores atípicos es OC, lo cual probablemente se deba a que; aunque es conocido que se presentan fluctuaciones espontáneas en la potencia de las señales EEG, cuando se mantienen los ojos cerrados [25, 87, 90], la presencia de artefactos tales como los EOG, en la ejecución de ésta tarea es mínima, y de presentarse señales indeseadas, tales como las EMG, éstas tienden a aparecer con amplitudes muy pequeñas, influyendo así en menor medida sobre las características de la señal registrada.

La tarea OC produce en el cerebro de los sujetos un funcionamiento, que acompañado por las condiciones externas propias del laboratorio EEG, facilitan la generación de señales EEG invariantes en el tiempo tanto para las mezclas de señales como para las señales fuente; comportamiento que se mantiene durante 1.000 ventanas, lo cual representa una longitud temporal de ventana de aproximadamente 4 segundos, en donde la variabilidad de las señales tanto en magnitud como en ángulo es mínima. Adicionalmente la diferencia de género, aunque puede llegar a influir en el comportamiento de la variabilidad, no modifican la tendencia de OC a comportarse como la tarea que presenta menor variabilidad.

Pudo observarse que las medianas o cuartiles Q2 correspondientes a las diferentes tareas programadas, generalmente se encuentran en niveles mas cercanos entre si que en una comparación con tareas libres. Ésto ademas de demostrar baja variabilidad inter-test, también supone unas condiciones externas suficientemente controladas y una selección de tareas apropiada para favorecer la baja variabilidad.

Al realizarse un análisis de variabilidad en términos de valores atípicos a los datos de la mezcla EEG se obtuvo que la tarea con presencia de ellos fue PB tanto para el error de angulo como de magnitud. Se considera muy probable que la razón de éste resultado se deba a la presencia de constantes artefactos EOG debidos a la dificultad manifestada por parte de los sujetos para mantener el foco sobre el punto blanco sin parpadear constantemente. Por tal razón es necesario rediseñar la tarea PB para evitar los problemas expresados por los sujetos y asegurar la comodidad de los mismos.

Aunque durante todo el proceso de toma de información se procuró la disminución de la presencia de artefactos en la señal capturada, al revisar los registros es evidente la presencia de ellos, siendo más notorios aquellos relacionados con EOG.

6.2. Trabajos Futuros

Efectuar análisis de variabilidad haciendo uso de herramientas como EEGLAB o similares para eliminar previamente los artefactos presentes en la señal. Lo anterior preferiblemente acompañado de la eliminación manual de artefactos con el apoyo de un experto a nivel de interpretación de EEG. Ésto con el fin de comprobar la efectividad y correcto desempeño de dichas herramientas, verificación que no fue posible realizar en el presente trabajo de grado y razón por la cual no se implemento como parte del procesamiento de las señales.

Adicionalmente, ya que la edad también es un factor que afecta la amplitud y la frecuencia de las señales EEG, y conociéndose que durante los años de desarrollo mental y nuevamente durante el proceso de envejecimiento adulto, el cerebro se somete a un cambio sustancial, es interesante efectuar las mismas pruebas tanto en unidades experimentales con edades mas avanzadas como con jóvenes; teniéndose como propósito comprobar los efectos de la edad sobre la variabilidad.

Bibliografía

- [1] T. Nguyen, A. Khosravi, D. Creighton, and S. Nahavandi, “EEG signal classification for BCI applications by wavelets and interval type-2 fuzzy logic systems,” *Expert Systems with Applications*, vol. 42, no. 9, pp. 4370–4380, 2015.
- [2] R. R. Llinás, *El cerebro y el mito del yo: el papel de las neuronas en el pensamiento y el comportamiento humanos*. Editorial Norma, 2003.
- [3] T. Radüntz, J. Scouten, O. Hochmuth, and B. Meffert, “EEG artifact elimination by extraction of ICA-component features using image processing algorithms,” *Journal of neuroscience methods*, vol. 243, pp. 84–93, 2015.
- [4] S. Boudet, L. Peyrodie, P. Gallois, and C. Vasseur, “Filtering by optimal projection and application to automatic artifact removal from EEG,” *Signal Processing*, vol. 87, no. 8, pp. 1978 – 1992, 2007.
- [5] M. J. Aminoff, “Chapter 3 - electroencephalography: General principles and clinical applications,” in *Aminoff’s Electrodiagnosis in Clinical Neurology (6 Ed)*, 6th ed., M. J. Aminoff, Ed. London: W.B. Saunders, 2012, pp. 37 – 84.
- [6] N. P. Castellanos and V. A. Makarov, “Recovering EEG brain signals: Artifact suppression with wavelet enhanced independent component analysis,” *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 158, no. 2, pp. 300 – 312, 2006.
- [7] T. Liu and D. Yao, “Removal of the ocular artifacts from EEG data using a cascaded spatio-temporal processing,” *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 83, no. 2, pp. 95 – 103, 2006.
- [8] S. E. Trask, Y. Li, J. J. Kubal, M. Bettge, B. J. Polzin, Y. Zhu, A. N. Jansen, and D. P. Abraham, “From coin cells to 400 mah pouch cells: Enhancing performance of high-capacity lithium-ion cells via modifications in electrode constitution and fabrication,” *Journal of Power Sources*, vol. 259, pp. 233–244, 2014.

- [9] W. Zhou and J. Gotman, “Automatic removal of eye movement artifacts from the EEG using ICA and the dipole model,” *Progress in Natural Science*, vol. 19, no. 9, pp. 1165 – 1170, 2009.
- [10] S. Romero, M. A. Mañanas, and M. J. Barbanoj, “A comparative study of automatic techniques for ocular artifact reduction in spontaneous EEG signals based on clinical target variables: a simulation case,” *Computers in biology and medicine*, vol. 38, no. 3, pp. 348–360, 2008.
- [11] T. Fujioka, N. Mourad, C. He, and L. J. Trainor, “Comparison of artifact correction methods for infant EEG applied to extraction of event-related potential signals,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 122, no. 1, pp. 43 – 51, 2011.
- [12] T. Castermans, M. Duvinage, G. Cheron, and T. Dutoit, “About the cortical origin of the low-delta and high-gamma rhythms observed in EEG signals during treadmill walking,” *Neuroscience letters*, vol. 561, pp. 166–170, 2014.
- [13] J. J. Gonzalez-Rosa, F. Natali, A. Tettamanti, M. Cursi, S. Velikova, G. Comi, R. Gatti, and L. Leocani, “Action observation and motor imagery in performance of complex movements: Evidence from EEG and kinematics analysis,” *Behavioural Brain Research*, vol. 281, no. 0, pp. 290 – 300, 2015.
- [14] V. Morash, O. Bai, S. Furlani, P. Lin, and M. Hallett, “Classifying EEG signals preceding right hand, left hand, tongue, and right foot movements and motor imageries,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 119, no. 11, pp. 2570 – 2578, 2008.
- [15] P. Ritter and A. Villringer, “Simultaneous EEG-fMRI,” *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, vol. 30, no. 6, pp. 823 – 838, 2006, methodological and Conceptual Advances in the Study of Brain-Behavior Dynamics: A Multivariate Lifespan Perspective.
- [16] O. David, D. Cosmelli, and K. J. Friston, “Evaluation of different measures of functional connectivity using a neural mass model,” *NeuroImage*, vol. 21, no. 2, pp. 659 – 673, 2004.
- [17] J. D. Graaf and C. Nicol, “Using ultra-mobile EEG in sports and human movement sciences. some exciting applications and first results,” *Neurophysiologie Clinique/-Clinical Neurophysiology*, vol. 43, no. 1, p. 77, 2013.
- [18] M. Kiymik, I. Guler, A. Dizibuyuk, and M. Akin, “Comparison of STFT and wavelet transform methods in determining epileptic seizure activity in EEG signals for real-

- time application,” *Computers in Biology and Medicine*, vol. 35, no. 7, pp. 603 – 616, 2005.
- [19] F. Jurado and J. R. Saenz, “Comparison between discrete STFT and wavelets for the analysis of power quality events,” *Electric Power Systems Research*, vol. 62, no. 3, pp. 183 – 190, 2002.
- [20] F. Lotte, M. Congedo, A. Lécuyer, and F. Lamarche, “A review of classification algorithms for EEG-based brain–computer interfaces,” *Journal of Neural Engineering*, vol. 4, 2007.
- [21] M. Cohen, *Analyzing Neural Time Series Data: Theory and Practice*. MIT Press, 2014.
- [22] D. D. G. et al., “Moment-to-moment brain signal variability: A next frontier in human brain mapping?” vol. 37, no. 4, pp. 610 – 624, 2013.
- [23] J. Onton and S. Makeig, “High-frequency broadband modulations of electroencephalographic spectra,” *Frontiers in human neuroscience*, vol. 3, 2009.
- [24] T.-P. Jung, “Independent component analysis of single-trial event-related potentials,” in *Independent component analysis of single-trial event-related potentials*, 1999.
- [25] M. Napflin, M. Wildi, and J. Sarnthein, “Test-retest reliability of resting {EEG} spectra validates a statistical signature of persons,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 118, no. 11, pp. 2519 – 2524, 2007.
- [26] G. KELLY, “Development of a compact, low-cost wireless device for biopotential acquisition,” 2011.
- [27] S. Makeig, M. Westerfield, T.-P. Jung, S. Enghoff, J. Townsend, E. Courchesne, and T. Sejnowski, “Dynamic brain sources of visual evoked responses,” *Science*, vol. 295, no. 5555, pp. 690–694, 2002.
- [28] S. Makeig and T.-P. Jung, “Tonic, phasic, and transient eeg correlates of auditory awareness in drowsiness,” *Cognitive Brain Research*, vol. 4, no. 1, pp. 15–25, 1996.
- [29] K. Petersen, R. Feldt, S. Mujtaba, and M. Mattsson, “Systematic mapping studies in software engineering,” in *12th International Conference on Evaluation and Assessment in Software Engineering*, vol. 17, no. 1. sn, 2008.

- [30] A. Kondacs and M. Szabó, “Long-term intra-individual variability of the background eeg in normals,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 110, no. 10, pp. 1708–1716, 1999.
- [31] R. Dustman, D. Shearer, and R. Emmerson, “Life-span changes in {EEG} spectral amplitude, amplitude variability and mean frequency,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 110, no. 8, pp. 1399 – 1409, 1999.
- [32] L. McEvoy, M. Smith, and A. Gevins, “Test-retest reliability of cognitive {EEG},” *Clinical Neurophysiology*, vol. 111, no. 3, pp. 457 – 463, 2000.
- [33] C. Hawkes and R. Prescott, “Eeg variation in healthy subjects,” *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, vol. 34, no. 2, pp. 197–199, 1973.
- [34] B. Oken and K. Chiappa, “Short-term variability in eeg frequency analysis,” *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, vol. 69, no. 3, pp. 191–198, 1988.
- [35] M. Salinsky, B. Oken, and L. Morehead, “Test-retest reliability in eeg frequency analysis,” *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, vol. 79, no. 5, pp. 382–392, 1991.
- [36] N. G. L. et al., “Feasibility and test-retest reliability of an electroencephalography-based brain mapping system in children with cerebral palsy: A preliminary investigation,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 93, no. 5, pp. 882 – 888, 2012.
- [37] M. Corsi-Cabrera, S. Solis-Ortiz, and M. Guevara, “Stability of eeg inter-and intra-hemispheric correlation in women,” *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, vol. 102, no. 3, pp. 248–255, 1997.
- [38] L. K. McEvoy, E. Pellouchoud, M. E. Smith, and A. Gevins, “Neurophysiological signals of working memory in normal aging,” *Cognitive Brain Research*, vol. 11, no. 3, pp. 363–376, 2001.
- [39] A. A. Fingelkurts, A. A. Fingelkurts, V. A. Ermolaev, and A. Y. Kaplan, “Stability, reliability and consistency of the compositions of brain oscillations,” *International Journal of Psychophysiology*, vol. 59, no. 2, pp. 116–126, 2006.
- [40] A. A. Fingelkurts, S. Kähkönen, A. A. Fingelkurts, R. Kivisaari, S. Borisov, V. Puuskari, O. Jokela, and T. Autti, “Composition of eeg oscillations and their temporal characteristics: Methadone treatment,” *International journal of psychophysiology*, vol. 64, no. 2, pp. 130–140, 2007.

- [41] L. F. Basile, R. Anghinah, P. Ribeiro, R. T. Ramos, R. Piedade, G. Ballester, and E. P. Brunetti, “Interindividual variability in eeg correlates of attention and limits of functional mapping,” *International Journal of Psychophysiology*, vol. 65, no. 3, pp. 238–251, 2007.
- [42] G. G. Knyazev, “Is cortical distribution of spectral power a stable individual characteristic?” *International Journal of Psychophysiology*, vol. 72, no. 2, pp. 123–133, 2009.
- [43] A. A. Fingelkurts, A. A. Fingelkurts, H. Rytsälä, K. Suominen, E. Isometsä, and S. Kähkönen, “Composition of brain oscillations in ongoing eeg during major depression disorder,” *Neuroscience research*, vol. 56, no. 2, pp. 133–144, 2006.
- [44] J. Thompson, W. Sebastianelli, and S. Slobounov, “Eeg and postural correlates of mild traumatic brain injury in athletes,” *Neuroscience Letters*, vol. 377, no. 3, pp. 158–163, 2005.
- [45] J. Maltez, L. Hyllienmark, V. V. Nikulin, and T. Brismar, “Time course and variability of power in different frequency bands of eeg during resting conditions,” *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, vol. 34, no. 5, pp. 195–202, 2004.
- [46] M. Näpflin, M. Wildi, and J. Sarnthein, “Test–retest reliability of eeg spectra during a working memory task,” *Neuroimage*, vol. 43, no. 4, pp. 687–693, 2008.
- [47] M. R. Nuwer, D. A. Hovda, L. M. Schrader, and P. M. Vespa, “Routine and quantitative eeg in mild traumatic brain injury,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 116, no. 9, pp. 2001–2025, 2005.
- [48] S. Haegens, H. Cousijn, G. Wallis, P. J. Harrison, and A. C. Nobre, “Inter-and intra-individual variability in alpha peak frequency,” *Neuroimage*, vol. 92, pp. 46–55, 2014.
- [49] N. Martini, D. Menicucci, L. Sebastiani, R. Bedini, A. Pingitore, N. Vanello, M. Milanese, L. Landini, and A. Gemignani, “The dynamics of eeg gamma responses to unpleasant visual stimuli: From local activity to functional connectivity,” *NeuroImage*, vol. 60, no. 2, pp. 922–932, 2012.
- [50] J. P. Borst and J. R. Anderson, “The discovery of processing stages: Analyzing {EEG} data with hidden semi-markov models,” *NeuroImage*, vol. 108, pp. 60 – 73, 2015.

- [51] T. C. Ferree, M. R. Brier, J. Hart, and M. A. Kraut, “Space–time–frequency analysis of eeg data using within-subject statistical tests followed by sequential pca,” *Neuroimage*, vol. 45, no. 1, pp. 109–121, 2009.
- [52] R. W. Thatcher, “Normative eeg databases and eeg biofeedback,” *Journal of Neurotherapy*, vol. 2, no. 4, pp. 8–39, 1998.
- [53] G. Prats-Boluda, L. Gil-Sánchez, Y. Ye-Lin, J. Ibañez, J. Garcia-Casado, and E. Garcia-Breijo, “Flexible concentric ring electrode for non invasive bioelectrical surface recordings,” *Procedia Engineering*, vol. 47, pp. 1223 – 1226, 2012, 26th European Conference on Solid-State Transducers, {EUROSENSOR} 2012.
- [54] M. Levin, “Bioelectric mechanisms in regeneration: Unique aspects and future perspectives,” *Seminars in Cell And Developmental Biology*, vol. 20, no. 5, pp. 543 – 556, 2009, regenerative Biology and Medicine: {INuclear} Transport in Development and Disease.
- [55] A. Pal, A. K. Gautam, and Y. N. Singh, “Evaluation of bioelectric signals for human recognition,” *Procedia Computer Science*, vol. 48, pp. 746 – 752, 2015, international Conference on Computer, Communication and Convergence (ICCC 2015).
- [56] R. Grave-de Peralta, S. González-Andino, and C. Gómez-González, “The biophysical foundations of the localisation of encephalogram generators in the brain. the application of a distribution-type model to the localisation of epileptic foci,” *Revista de neurologia*, vol. 39, no. 8, pp. 748–756, 2004.
- [57] J. R. Hampton, “ECG facil (7 ed),” in *ECG Facil (7 Ed)*, 7th ed., J. R. Hampton, Ed. Barcelona: Elsevier Espana, 2009, pp. 1 – 40.
- [58] L. D. W. MD, “Easy {EMG},” in *Easy {EMG}*, L. W. S. Weiss, Ed. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, 2004, pp. ii –.
- [59] T. Elbert, W. Lutzenberger, B. Rockstroh, and N. Birbaumer, “Removal of ocular artifacts from the eeg -a biophysical approach to the eog,” *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 60, no. 5, pp. 455 – 463, 1985.
- [60] K. Rogers, *The Brain and the Nervous System*, ser. The human body. Britannica Educational Pub., 2010.
- [61] M. Schunke, E. Schulte, and U. Schumacher, *Cabeza y neuroanatomia/ Head and Neuroanatomy (Prometheus Texto Y Atlas De Anatomia/ Prometheus Textbook and*

- Anatomy Atlas) (Spanish Edition)*. Editorial Medica Panamericana Sa de 2007-06-30, 2007.
- [62] K. Leibovic, “Nervous system theory: an introductory study,” in *Nervous System Theory*, K. LEIBOVIC, Ed. Academic Press, 1972, pp. iii –.
- [63] J. Cuevas, “The peripheral nervous system,” in *Reference Module in Biomedical Sciences*. Elsevier, 2015, pp.–.
- [64] D. Haines, “Central nervous system, overview,” in *Encyclopedia of the Neurological Sciences (Second Edition)*, 2nd ed., M. J. Aminoff and R. B. Daroff, Eds. Oxford: Academic Press, 2014, pp. 637 – 640.
- [65] C. Borobia, “Front matter,” in *Pares Craneales. Mèdula Espinal. Sistema Nervioso Perifèrico*, C. Borobia, Ed. Elsevier España, 2012, pp. I – III.
- [66] W. W. Blessing, “Brain stem,” in *Encyclopedia of the Human Brain*, V. Ramachandran, Ed. New York: Academic Press, 2002, pp. 545 – 567.
- [67] J. Sobotta, R. Pabst, R. Putz, and R. Putz, *Atlas de anatomia humana: Cabeza, cuello, miembro superior. Vol. 1*. Ed. Mèdica Panamericana, 2006, vol. 1.
- [68] J. M. Fuster, “Chapter 6 - neurophysiology,” in *The Prefrontal Cortex (Fourth Edition)*, 4th ed., J. M. Fuster, Ed. San Diego: Academic Press, 2008, pp. 221 – 283.
- [69] K. Dharani, *The Biology of Thought: A Neuronal Mechanism in the Generation of Thought - A New Molecular Model*. Academic Press, 2014.
- [70] M. M. Gispert-Saüch, “Capítulo |5| - lenguaje, afasias y trastornos de la comunicación,” in *Rehabilitación Neuropsicológica*, O. B. R. P. J. Ruano, Ed. Elsevier España, 2011, pp. 61 – e14.
- [71] M. P. Pena, J. M. Velasco, and C. de la Cuadra Blanco, “Capítulo 3 - el globo ocular y los anexos oculares. el sistema visual y los reflejos oculares,” in *Pares Craneales. Mèdula Espinal. Sistema Nervioso Perifèrico*, C. Borobia, Ed. Elsevier España, 2012, pp. 22 – 31.
- [72] E. M. Saffran, “Wernicke’s area,” in *Encyclopedia of the Human Brain*, V. Ramachandran, Ed. New York: Academic Press, 2002.
- [73] M. Piccolino, “Luigi galvani and animal electricity: two centuries after the foundation of electrophysiology,” *Trends in Neurosciences*, vol. 20, no. 10, pp. 443 – 448, 1997.

- [74] S. R. y Cajal Junquera, “Hitos en la vida de santiago ramön y cajal,” *Revista Clínica Española*, vol. 215, no. 6, pp. 338 – 339, 2015.
- [75] R. C. ALONSO, *Neuroimagen. Técnicas y procesos cognitivos*. Editorial Elsevier, 2007.
- [76] A. Jones, C. Brown, and W. El-Deredy, “Chapter 5 - how does EEG contribute to our understanding of the placebo response?: Insights from the perspective of bayesian inference,” in *Placebo and Pain*. Academic Press, 2013, pp. 37 – 43.
- [77] V. Michel, L. Mazzola, M. Lemesle, and L. Vercueil, “Long-term EEG in adults: Sleep-deprived EEG (sde), ambulatory EEG (amb-EEG) and long-term video-EEG recording (ltver),” *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 2015.
- [78] T. Ball, M. Kern, I. Mutschler, A. Aertsen, and A. Schulze-Bonhage, “Signal quality of simultaneously recorded invasive and non-invasive EEG,” *Neuroimage*, vol. 46, no. 3, pp. 708–716, 2009.
- [79] K. Majumdar, “Human scalp {EEG} processing: Various soft computing approaches,” *Applied Soft Computing*, vol. 11, no. 8, pp. 4433 – 4447, 2011.
- [80] S. Vanhatalo, J. Voipio, and K. Kaila, “Full-band EEG FbEEG: an emerging standard in electroencephalography,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 116, no. 1, pp. 1 – 8, 2005.
- [81] R. H. Norman, *Conductive rubbers and plastics: their production, application and test methods*. Elsevier Publishing Company, 1957.
- [82] B. Xu, X.-y. Wu, J.-g. Lei, R. Cheng, S.-c. Ruan, and Z.-l. Wang, “Laminated fabrication of 3d micro-electrode based on wedm and thermal diffusion welding,” *Journal of Materials Processing Technology*, vol. 221, pp. 56–65, 2015.
- [83] S. J. Desai, A. P. Bharne, M. A. Upadhya, A. R. Somalwar, N. K. Subhedar, and D. M. Kokare, “A simple and economical method of electrode fabrication for brain self-stimulation in rats,” *Journal of pharmacological and toxicological methods*, vol. 69, no. 2, pp. 141–149, 2014.
- [84] X. Jiang, S. Lou, D. Chen, J. Shen, W. Han, X. Sun, J. Li, and L. Wang, “Fabrication of polyaniline/graphene oxide composite for graphite felt electrode modification and its performance in the bioelectrochemical system,” *Journal of Electroanalytical Chemistry*, vol. 744, pp. 95–100, 2015.

- [85] P. Salvo, R. Raedt, E. Carrette, D. Schaubroeck, J. Vanfleteren, and L. Cardon, “A 3d printed dry electrode for ECG/EEG recording,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 174, pp. 96–102, 2012.
- [86] M. Anas, A. Norali, and W. Jun, “On-line monitoring and analysis of bioelectrical signals,” *Procedia Computer Science*, vol. 42, pp. 365 – 371, 2014, medical and Rehabilitation Robotics and Instrumentation (MRRI2013).
- [87] H. Laufs, J. L. Holt, R. Elfont, M. Krams, J. S. Paul, K. Krakow, and A. Kleinschmidt, “Where the {BOLD} signal goes when alpha {EEG} leaves,” *NeuroImage*, vol. 31, no. 4, pp. 1408 – 1418, 2006.
- [88] A. Oppenheim, A. Willsky, and S. Nawab, *Signals and Systems*, ser. Prentice-Hall signal processing series. Prentice Hall, 1997.
- [89] A. C. Tang, M. T. Sutherland, and C. J. McKinney, “T of {SOBI} components from high-density {EEG},” *NeuroImage*, vol. 25, no. 2, pp. 539 – 553, 2005.
- [90] E. Niedermeyer and F. L. da Silva, *Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*. Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [91] S. R. M. D. Benbadis, A. M. M. D. Husain, P. W. M. D. Kaplan, and I. D. T. William O, *Handbook of EEG Interpretation*. Demos Medical, 2007.
- [92] C. Jensen, M. Petersen, J. Larsen, A. Stopczynski, C. Stahlhut, M. Ivanova, T. Andersen, and L. Hansen, “Spatio temporal media components for neurofeedback,” in *Multimedia and Expo Workshops (ICMEW), 2013 IEEE International Conference on*, 2013, pp. 1–6.
- [93] J. Thompson, W. Sebastianelli, and S. Slobounov, “{EEG} and postural correlates of mild traumatic brain injury in athletes,” *Neuroscience Letters*, vol. 377, no. 3, pp. 158 – 163, 2005.
- [94] H.-P. Landolt, J. V. Rétey, K. Tonz, J. M. Gottselig, R. Khatami, I. Buckelmuller, and P. Achermann, “Caffeine attenuates waking and sleep electroencephalographic markers of sleep homeostasis in humans,” *Neuropsychopharmacology*, vol. 29, no. 10, pp. 1933–1939, 2004.
- [95] S. O’Regan, S. Faul, and W. Marnane, “Automatic detection of EEG artefacts arising from head movements using gyroscopes,” in *Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL), 2010 3rd International Symposium on*, 2010, pp. 1–5.

- [96] T. T. et al., “Eeg applications for sport and performance,” 2008.
- [97] P. Jayakar, E. Brusse, J. Patrick, E. Shwedyk, and S. Seshia, “Computer database of ambulatory EEG signals,” *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 66, no. 1, pp. 82 – 88, 1987.
- [98] R. B. Berry and M. H. Wagner, “Fundamentals 11: Artifacts,” in *Sleep Medicine Pearls (3 Ed)*, 3rd ed., R. B. B. H. Wagner, Ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 2015.
- [99] J. W. Britton, “Chapter 5 - electroencephalographic artifacts and benign variants,” in *Aminoff’s Electrodiagnosis in Clinical Neurology*, 6th ed., M. J. Aminoff, Ed. London: W.B. Saunders, 2012, pp. 129 – 142.
- [100] P. Diniz, E. da Silva, and S. Netto, *Digital Signal Processing: System Analysis and Design*. Cambridge University Press, 2010.
- [101] B. et al., *Electrónica: teoría de circuitos y dispositivos electrónicos*, 2003.
- [102] S. S. Shankar and R. Rai, “Human factors study on the usage of BCI headset for 3d CAD modeling,” *Computer-Aided Design*, vol. 54, no. 0, pp. 51 – 55, 2014.
- [103] W. Jin, Z. Jiakai, and Y. Li, “An automated detection and correction method of EOG artifacts in EEG-based BCI,” in *Complex Medical Engineering, 2009. CME. ICME International Conference on*, 2009, pp. 1–5.
- [104] G. D. Brown, S. Yamada, and T. J. Sejnowski, “Independent component analysis at the neural cocktail party,” *Trends in Neurosciences*, vol. 24, no. 1, pp. 54 – 63, 2001.
- [105] J. Stone, *Independent Component Analysis: A Tutorial Introduction*, ser. A Bradford book. MIT Press, 2004.
- [106] R. Kuehl and M. Osuna, *Diseño de experimentos: principios estadísticos de diseño y análisis de investigación*, ser. Matemáticas (Thomson). Thomson Learning, 2001.
- [107] R. E. Dustman, R. Y. Emmerson, and D. E. Shearer, “Life span changes in electrophysiological measures of inhibition,” *Brain and Cognition*, vol. 30, no. 1, pp. 109 – 126, 1996.