



CARACTERIZACIÓN ELECTROFISIOLÓGICA DE PROCESOS COGNITIVOS EN EL
DESARROLLO DE UNA TAREA MOTORA

LAURA ROCÍO GIRALDO TORRES

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES

FACULTAD DE INGENIERÍAS

MAESTRÍA EN BIOINFORMÁTICA Y BIOLOGÍA COMPUTACIONAL

MANIZALES

2018

CARACTERIZACIÓN ELECTROFISIOLÓGICA DE PROCESOS COGNITIVOS EN EL
DESARROLLO DE UNA TAREA MOTORA

LAURA ROCÍO GIRALDO TORRES

Proyecto de grado para optar al título de Magister en Bioinformática y Biología
Computacional

Tutor

Belarmino Segura Giraldo

Co-tutora

Francia Restrepo de Mejía

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES

FACULTAD DE INGENIERÍAS

MAESTRÍA EN BIOINFORMÁTICA Y BIOLOGÍA COMPUTACIONAL

MANIZALES

2018

**A mi hermana y a mis padres
por ser mi fortaleza y mis
ganas de salir adelante.**

AGRADECIMIENTOS

- A todos los integrantes del Laboratorio de Neurofisiología por transmitirme un poco de su experiencia, además de facilitarme el uso de sus instalaciones para el desarrollo de la investigación.
- A la Universidad Autónoma de Manizales por su apoyo financiero tanto en lo referente a matrícula, como en el apoyo al proyecto de investigación.
- Al Sistema General de Regalías por contribuir económicamente para mi matrícula.
- A los grupos de investigación de Neuroaprendizaje, Automática y Física y Matemática por el apoyo permanente en el desarrollo del proyecto de investigación.
- Al Dr. Belarmino Segura Giraldo y a la Dra. Francia Restrepo de Mejía, por nutrir cada día más mi proyecto de grado a través de su apoyo incondicional y valiosas enseñanzas.
- A los investigadores Daniela López Londoño, Luz Dary Rodríguez Sotelo, Laura Alejandra Martínez Romero, Vanessa Martínez Díaz, María Mercedes Suarez de la Torre, Santiago Murillo Rendón, Mary Orrego Cardozo, Viviana Andrea Arboleda y Juan Pablo Ángel por sus aportes en esta investigación.
- A mis amigos Carolina Márquez Narváez, Natalia García Restrepo, Jhon Alexander Cortés, Karol Julieth García, Kelly Yohanna Cardona, Francly Nelly Jiménez García, Paola Andrea Forero, por esas noches de traspasado y sobre todo por darme ánimos y mucho café para continuar.
- Y a todos aquellos que contribuyeron de una u otra forma a la culminación exitosa de este proceso.

RESUMEN

En el transcurso de esta tesis, se presentará el desarrollo de una aplicación computacional que permite la caracterización y simulación del proceso cognitivo existente en una tarea motora simple; la fase de caracterización presenta los componentes de adquisición de señales mediante la sincronización de los equipos electromiógrafo y electroencefalógrafo, filtrado y procesamiento digital de éstas señales; en la fase de simulación, se presenta un módulo dentro de la aplicación computacional que permite analizar y simular las señales electrofisiológicas desde un enfoque de potencial de membrana, el cual abarca modelos establecidos para cargas eléctricas y potencial iónico de membrana. Adicionalmente, con el fin de evaluar la aplicación computacional desarrollada, se presenta una aplicación con 9 sujetos de investigación, la cual abarca desde la creación de los protocolos de estimulación motora hasta la caracterización de las ondas obtenidas en los potenciales relacionados a eventos motores. Se encuentra a través de la evaluación de la aplicación con los sujetos, que hay congruencia en las señales de los sujetos analizados y en las reportadas en la literatura, donde hay presencia de ondas antes, durante y después de realizar un movimiento voluntario siguiendo un protocolo de estimulación. Se tiene la onda NS o Late BP, que indica la Activación de la Corteza Motora Primaria M1, la Premotor Positivity ó PMP, que indica la organización de la secuencia motora, las ondas P100 y N100 o MP, que indican la retroalimentación del movimiento, y la Desincronización Relacionada a Eventos DRE, que indica la activación del sistema de neuronas espejo mediante la supresión del ritmo Mu.

Palabras clave: Electromiografía, electroencefalografía, potenciales relacionados a eventos, electrodo, canal.

ABSTRACT

In the course of this thesis, the development of a computational application that allows the characterization and simulation of the existing cognitive process in a simple motor task will be presented, the characterization phase presents the components of signal acquisition through the synchronization of the electromyograph equipment and electroencephalography, filtering and digital processing of these signals; In the simulation phase, a module is presented within the computational application that allows to analyze and simulate the electrophysiological signals from a membrane potential approach, which covers established models for electric charges and membrane ion potential. Additionally, in order to evaluate the computational application developed, an application with 9 research subjects is presented, which ranges from the creation of the motor stimulation protocols to the characterization of the waves obtained in the potentials related to motor events. It is found through the evaluation of the application with the subjects, that there is congruence in the signals of the subjects analyzed and in those reported in the literature, where there is presence of waves before, during and after making a voluntary movement following a protocol of stimulation. It has the wave NS or Late BP, which indicates the activation of the primary motor cortex M1, the Premotor Positivity or PMP, which indicates the organization of the motor sequence, waves P100 and N100 or MP, which indicate the feedback of the movement, and the DRE-related Desynchronization, which indicates the activation of the mirror neuron system by suppressing the Mu rhythm.

Keywords: Electromyography, electroencephalography, event related potentials, electrode, channel.

CONTENIDO

INTRODUCCIÓN.....	16
OBJETIVOS.....	18
Objetivo General.....	18
Objetivos específicos.....	18
SEÑALES ELECTROFISIOLÓGICAS	19
Electromiografía (EMG).....	19
Electroencefalografía (EEG)	22
Potenciales Relacionados a Eventos (PRE).....	26
Potenciales Relacionados a Eventos motores (PRE-m)	27
Fisiología de una tarea motora.....	33
Imaginación motora.....	36
Protocolos de Estimulación para PRE-m	37
METODOLOGÍA.....	43
FASE 1: PROCESAMIENTO DE SEÑALES.....	44
Adquisición.....	44
Mover	45
Imaginar	47

Filtrado	49
Sincronización	55
FASE 2: AJUSTE.....	58
FASE 3: MODELAMIENTO.....	62
FASE 4: SIMULACIÓN	64
FASE 5: EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS	67
Mover	67
Imaginar.....	68
FASE 6: EVALUACIÓN DE LA HERRAMIENTA COMPUTACIONAL.....	72
Interfaz gráfica de usuario	78
Canales frontales	97
Canales centrales	102
Canales parietales.....	106
Canales temporales.....	108
Reducción de dimensionalidad.....	111
Desincronización relacionada a eventos	117
Relevancia de canales en actividad motora.....	120
CONCLUSIONES.....	122

CONTRIBUCIONES	125
IMPACTOS	126
RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS	127
ANEXOS	128
Anexo 1: Dispositivo electrónico sincronización.....	128
Anexo 2: Protocolos para el manejo de pacientes en investigación.....	129
Anexo 3: Consentimiento informado	133

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Ondas asociadas a movimiento	31
Tabla 2. Protocolos de estimulación para eventos motores.....	38
Tabla 3. Matriz de características	71
Tabla 4. Datos sujetos de investigación.....	73
Tabla 5. Características onda NS en canales frontales	97
Tabla 6. Características onda PMP en canales frontales	99
Tabla 7. Características onda N100 en canales frontales	100
Tabla 8. Características onda P100 en canales frontales	101
Tabla 9. Características onda NS en canales centrales.....	102
Tabla 10. Características onda PMP en canales centrales	103
Tabla 11. Características onda N100 en canales centrales	104
Tabla 12. Características onda P100 en canales centrales.....	105
Tabla 13. Características onda NS en canales parietales.....	106
Tabla 14. Características onda PMP en canales parietales.....	106
Tabla 15. Características onda N100 en canales parietales	107
Tabla 16. Características onda P100 en canales parietales.....	107
Tabla 17. Características onda NS en canales temporales.....	108
Tabla 18. Características onda PMP en canales temporales.....	109
Tabla 19. Características onda N100 en canales temporales.....	109
Tabla 20. Características onda P100 en canales temporales	110
Tabla 21. Desincronización para canales frontales	117
Tabla 22. Desincronización para canales centrales	118

Tabla 23. Desincronización para canales parietales	119
Tabla 24. Desincronización para canales temporales	119

LISTA DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Señal electromiográfica obtenida de bíceps braquial	20
Ilustración 2. Electrodo para la captura de señal EMG.....	21
Ilustración 3. Electrodo de superficie EEG.....	23
Ilustración 4. Ubicación de electrodo según sistema internacional 10-20.....	24
Ilustración 5. Frecuencias presentes en registros de EEG	24
Ilustración 6. Tipos de potenciales según su latencia.....	27
Ilustración 7. Homúnculo motor.....	33
Ilustración 8. Ubicación de electrodo en áreas del movimiento	34
Ilustración 9. Fases para el desarrollo de software.....	43
Ilustración 10. Diagrama de conexión del sujeto para actividad de movimiento.....	45
Ilustración 11. Diagrama de conexión del sujeto para actividad de imaginación	48
Ilustración 12. Respuestas a los filtros	50
Ilustración 13. Tipos de filtros.....	52
Ilustración 14. Filtro pasabandas EEG	53
Ilustración 15. Filtro pasabandas EMG	54
Ilustración 16. Sincronización de señales EEG y EMG	56
Ilustración 17. Distribución estadística normal	58
Ilustración 18. Representación de las características en una función gaussiana	60
Ilustración 19. Reconstrucción señal a través de gaussianas.....	61
Ilustración 20. Espectro tiempo - frecuencia señal.....	69
Ilustración 21. Disposición de electrodo en sujeto según sistema 10-20.....	74
Ilustración 22. Ubicación de electrodo para EMG del bíceps braquial	74

Ilustración 23. Movimiento de flexión extensión.....	75
Ilustración 24. Presentación de actividad a sujeto de investigación.....	76
Ilustración 25. Presentación de inicio y fin de actividad a sujeto de investigación	76
Ilustración 26. Diagrama protocolo	77
Ilustración 27. Pantalla de inicio	78
Ilustración 28. Pantalla de elección del tipo de estímulo	79
Ilustración 29. Pantalla para carga de señales	79
Ilustración 30. Elección de archivo edf correspondiente a EEG	80
Ilustración 31. Elección de archivo wav correspondiente a EMG	81
Ilustración 32. Verificación de carga correcta de los datos.....	82
Ilustración 33. Inicio de procesamiento de la señal.....	83
Ilustración 34. Visualización de potencial.....	83
Ilustración 35. Potenciales EEG y EMG	84
Ilustración 36. Reconstrucción y caracterización de estímulo	85
Ilustración 37. Marcación de valor en gráfica	85
Ilustración 38. Tipo de estímulo.....	86
Ilustración 39. Pantalla caracterización imaginación	87
Ilustración 40. Espectro tiempo - frecuencia señal.....	88
Ilustración 41. Ajuste de tiempo en espectro tiempo - frecuencia.....	88
Ilustración 42. Espectro tiempo - frecuencia movimiento.....	89
Ilustración 43. Espectro tiempo frecuencia de imaginación.....	90
Ilustración 44. Promedio de imaginación	91
Ilustración 45. Potencial de imaginación motora	91
Ilustración 46. Caracterización potencial imaginación motora	92

Ilustración 47. Valor señal potencial imaginación	93
Ilustración 48. Pantalla de Inicio	93
Ilustración 49. Pantalla simulación.....	94
Ilustración 50. Visualización de simulación.....	94
Ilustración 51. Visualización teorema del ángulo sólido.....	95
Ilustración 52. Potencial electroencefalográfico simulado.....	96
Ilustración 53. Simulación.....	96
Ilustración 54. Porcentaje de explicación de Componentes Principales	112
Ilustración 55. Análisis de componentes principales para canales frontales	114
Ilustración 56. Análisis de componentes principales para canales centrales.....	115
Ilustración 57. Análisis de componentes principales para canales parietales.....	116
Ilustración 58. Análisis de componentes principales para canales temporales	117
Ilustración 59. Porcentaje de aparición de ondas motoras.....	120
Ilustración 61. Dispositivo para sincronización de señales	128

LISTA DE ANEXOS

Anexo 1: Dispositivo electrónico sincronización	128
Anexo 2: Protocolos para el manejo de pacientes en investigación	129
Anexo 3: Consentimiento informado	133

INTRODUCCIÓN

La búsqueda constante de los seres humanos por explicar cada uno de los fenómenos relacionados con la mente, el comportamiento y la salud, ha permitido dejar de lado los diagnósticos especulativos y con el desarrollo de diferentes técnicas y equipos médicos, se han podido detectar y cuantificar en gran parte los procesos fisiológicos.

Es debido a este evento, que en la actualidad se tiene acceso a gran cantidad de información que en muchas ocasiones solo se almacena. Es aquí donde nace el reto de los profesionales afines a este tipo de información, de crear diferentes metodologías y aplicaciones, para poder realizar procesamientos de ésta. En el caso específico de las señales electrofisiológicas, para determinar cuáles son los parámetros en los estados de normalidad y anormalidad de funciones biológicas, que servirán en un momento como referencia para la profundización en el conocimiento de los procesos cognitivos normales y para el soporte a un diagnóstico médico.

Dentro de estos registros electrofisiológicos, los más utilizados a nivel nacional para investigación, son la Electrocardiografía (ECG), Electroencefalografía (EEG), Electromiografía (EMG), entre otros, enfocándose en gran medida, a la comprensión de las bases fisiológicas en procesos cognitivos. A nivel local, a partir del año 2009 el Laboratorio de Neurofisiología “Oscar Hernán Moscoso Ariza” de la Universidad Autónoma de Manizales, se ha enfocado en la caracterización de estas señales electrofisiológicas, mediante el trabajo interdisciplinar, permitiendo estudiar diferentes patologías relacionadas a alteraciones neurológicas en procesos cognitivos, neurodegenerativos y alteraciones motoras.

Los procesos cognitivo - motores, se encuentran entre los procesos de mayor complejidad a nivel de análisis, debido a que para éste se requiere de al menos 2 tipos de registros electrofisiológicos que den cuenta de la preparación motora y de la ejecución del movimiento. Es así como para este trabajo, se tendrán en cuenta las señales dadas por el cerebro mediante EEG y las señales dadas por los músculos mediante EMG.

El trabajo realizado en el transcurso de esta tesis está enfocado al desarrollo de una aplicación computacional para la caracterización y simulación de potenciales relacionados a eventos motores, la cual se evalúa con el acompañamiento de una profesional de la salud a través de una prueba piloto con señales obtenidas de 9 sujetos de investigación.

Con el fin de mostrar de una manera más clara el trabajo realizado, esta tesis se dividirá en capítulos, los cuales presentarán los conceptos y la metodología utilizada junto a cada uno de los resultados obtenidos.

El proyecto desarrollado hace parte de los grupos de investigación en Automática y Neuroaprendizaje, en las áreas de investigación procesamiento de señales 1D, 2D y 3D y Neurociencia Cognitiva, y fue financiado por la Universidad Autónoma de Manizales mediante el proyecto titulado “Sistema integrado para el estudio de potenciales relacionados a eventos (SIPRES)”, de código 511-075, y en el proyecto “Implementación del programa para diagnóstico y control de enfermedades crónicas no transmisibles y cáncer de cérvix y mama, con el apoyo de TIC en el departamento de Caldas” en el área de Deterioro Cognitivo, financiado por el Sistema General de Regalías y la Gobernación de Caldas, con la participación como entidades ejecutoras la Universidad Autónoma de Manizales y la Universidad de Caldas.

OBJETIVOS

Objetivo General

Simular y modelar potenciales relacionados a eventos en procesos cognitivos - motores, y la relación existente entre estos.

Objetivos específicos

- Desarrollar una aplicación computacional que permita aplicar protocolos de estimulación, registrar simultáneamente señales electroencefalográficas y electromiográficas y caracterizar las componentes de las señales electrofisiológicas en el desarrollo de una tarea cognitivo-motora.
- Evaluar la relación de los potenciales relacionados a eventos en procesos cognitivo-motores.
- Simular mediante modelos matemáticos el potencial de acción presente en las neuronas y en las fibras musculares, que generan la producción de las señales EEG y EMG en una tarea cognitivo-motora determinada.

SEÑALES ELECTROFISIOLÓGICAS

Las señales electrofisiológicas como su nombre lo indica, son aquellas que permiten evaluar la actividad de algún proceso fisiológico mediante el registro de la corriente iónica presente en él.

Para el tema de estudio dentro de esta tesis, se hará uso de dos registros específicos del cuerpo humano, los cuales permiten dar cuenta de los procesos cerebrales (electroencefalografía EEG) y actividades de grupos musculares (electromiografía EMG), y adicionalmente, se trabajará con un registro derivado de los dos anteriores, el cual lleva por nombre Potencial Relacionado a Evento motor (PRE-m – Siglas propuestas por el autor), que permite establecer las relaciones entre las actividades cerebrales y musculares.

Electromiografía (EMG)

La electromiografía es el estudio eléctrico del sistema neuromuscular (Gómez Angarita, 2009), y es la medida de la actividad eléctrica registrada en el músculo, cuando sobre éste se produce algún tipo de actividad o estimulación por parte de los centros nerviosos del cerebro (Agapito, 2004). Este impulso eléctrico se genera en el cerebro y viaja a lo largo del cuerpo, y llega a las fibras musculares a través de la unidad motora. La membrana celular del músculo es la base para la generación del fenómeno bioeléctrico, el cual se traduce en la señal EMG (ver Ilustración 1), que varía desde los μV hasta un bajo rango de mV (menor de 10mV).

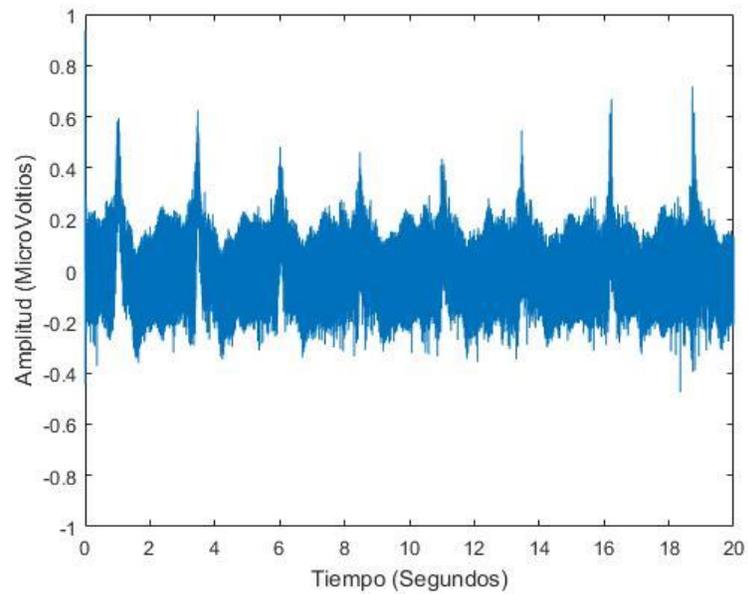


Ilustración 1. Señal electromiográfica obtenida de bíceps braquial

(Fuente: Autor)

El acceso a este fenómeno bioeléctrico, puede realizarse a través de dos tipos de electrodos: de superficie (ver Ilustración 2a), que captan la señal mediante el uso de un gel conductor de manera no invasiva y electrodos de aguja (ver Ilustración 2b), que de forma invasiva, registran la señal directamente en la membrana de las fibras musculares.

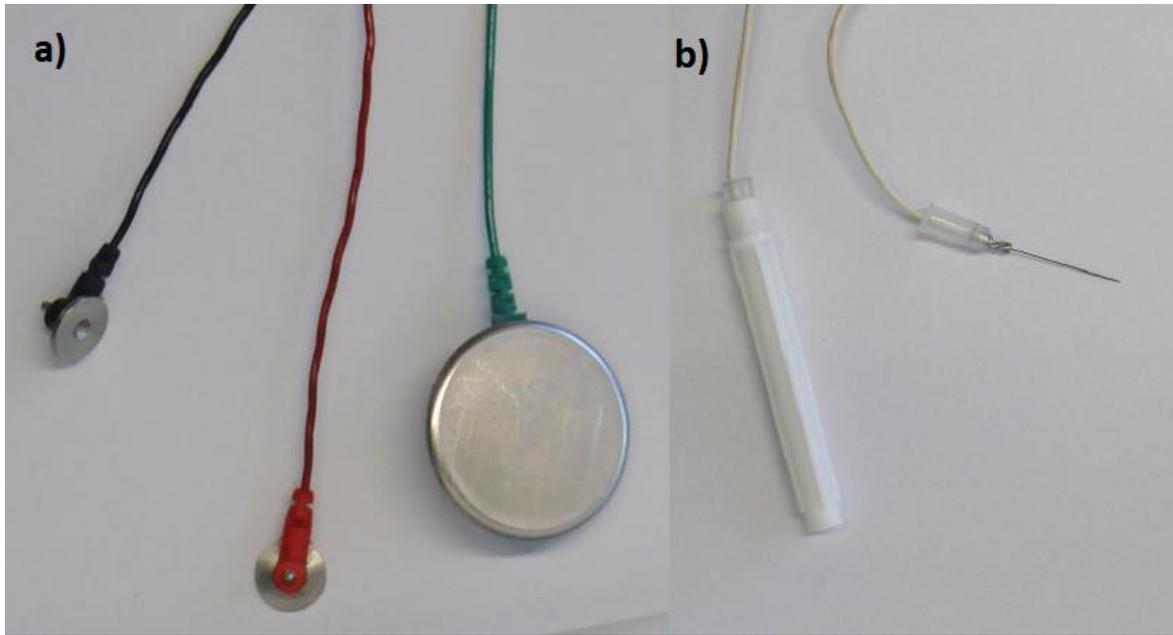


Ilustración 2. Electrodo para la captura de señal EMG

(Fuente: Autor)

Las mediciones extraídas de EMG proporcionan una información valiosa acerca de la fisiología y los patrones de activación muscular, lo cual puede usarse en la investigación de procesos neuro-motores, en el diagnóstico de patologías que afectan al Sistema Nervioso Periférico, de alteraciones funcionales de las raíces nerviosas, de los plexos y los troncos nerviosos periféricos, así como de patologías del músculo y de la unión neuromuscular.

Las propiedades de la EMG tanto en amplitud como en latencia tienen incidencia de factores como el tiempo y la intensidad de la contracción muscular, la distancia entre el electrodo receptor y la zona de actividad muscular, las propiedades propias de la piel de cada sujeto (resistividad de la piel, espesor del tejido adiposo, entre otras), las propiedades de los electrodos y amplificadores, y la calidad de la interfaz entre la piel y el electrodo.

Las recomendaciones dadas por el SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles - 1999) para las distancias entre los electrodos que se

utilizan en el proceso son que tengan una distancia entre electrodos de entre 20mm y 30mm, y cuando están siendo aplicados sobre músculos relativamente pequeños, la distancia entre electrodos no debe superar 1/4 de la longitud de la fibra muscular. De esta forma se evitan los efectos de ruido debidos a tendones y terminaciones de las fibras musculares.

Igualmente, es típico encontrar ruidos de la alimentación eléctrica o del ambiente entre (50Hz y 60 Hz), los cuales se deben tener en cuenta a la hora de realizar el procesamiento de la señal, evitando así una falsa interpretación de resultados (Gómez Angarita, 2009).

Electroencefalografía (EEG)

La electroencefalografía es el registro y evaluación de los potenciales eléctricos generados por el cerebro. Esta actividad bioeléctrica es captada sobre las áreas cerebrales a estudiar, ya sea mediante electrodos implantados quirúrgicamente en un electrocortigrama (ver Ilustración 3a), los cuales son utilizados en neurocirugías de gran complejidad como por ejemplo de ubicación de focos epilépticos, o de manera no invasiva a través de electrodos de superficie sobre el cuero cabelludo (ver Ilustración 3b) (Barea, 2002).

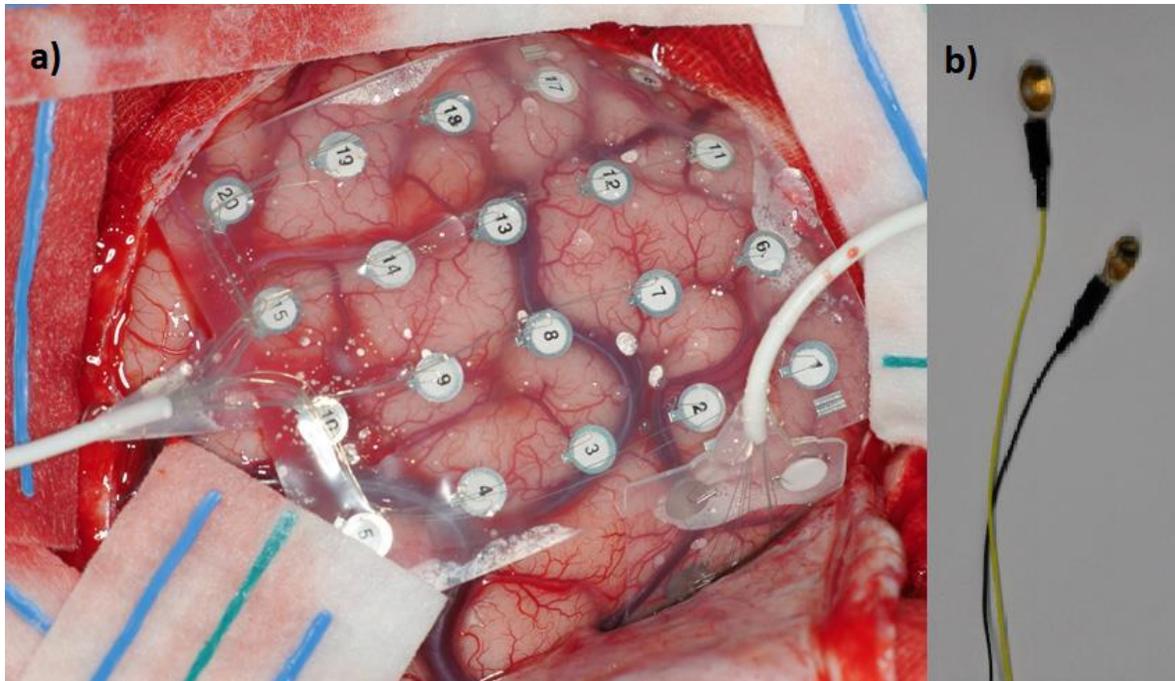


Ilustración 3. Electrodo de superficie EEG

(Fuente: www.doctorvillarejo.es, 2017, Autor)

Cada uno de estos electrodos se encuentra ubicado estratégicamente para poder cuantificar la actividad neuronal presente en cada una de las áreas cerebrales a través del sistema 10-20, el cual consiste en tomar la medida total existente entre el náson y el ínion y a partir de ésta ubicar los puntos que están al 10% y al 20% de distancia tal como se muestra en la Ilustración 4

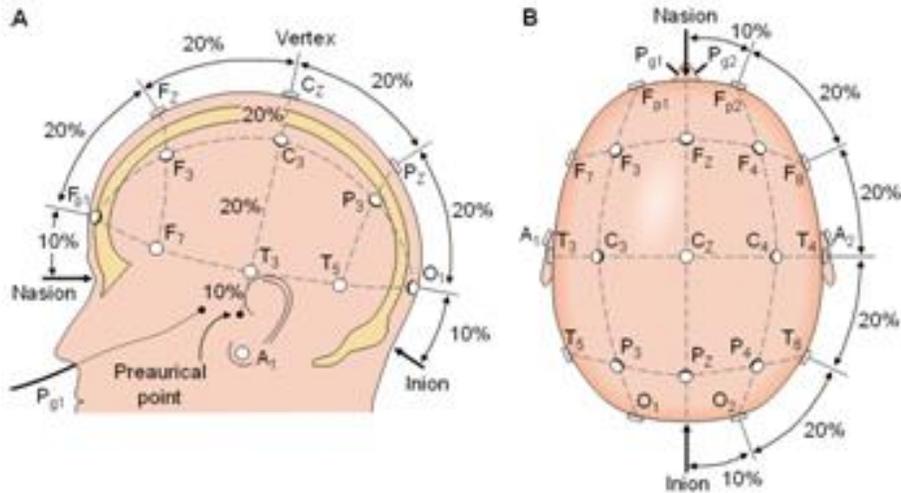


Ilustración 4. Ubicación de electrodos según sistema internacional 10-20

(Fuente: recibe.cucei.udg.mx, 2017)

Estas fluctuaciones de voltaje se evidencian en el registro electroencefalográfico EEG, el cual se compone de ondas que poseen amplitudes que van desde los 2 μV a 100 μV y se clasifican en diferentes bandas de frecuencia dependiendo del estado de alerta en el que se encuentre la persona (Ilustración 5), estas bandas de frecuencia son: (Barea, 2002)

<p>Beta (14 - 30 Hz)</p>	<p>Alfa (8-13.99 Hz)</p>
<p>Theta (4 - 7.99 Hz)</p>	<p>Delta (0.1 - 3.99 Hz)</p>

Ilustración 5. Frecuencias presentes en registros de EEG

(Fuente: www.ub.edu, 2017)

Ondas Beta: Se producen cuando el sujeto se encuentra alerta e implicado en actividades mentales. Son ondas de baja amplitud y frecuencia aumentada, y debido a que su medio de transmisión son las neuronas $A\alpha$ que poseen mayor cantidad de mielina, son las de mayor velocidad. Su frecuencia oscila entre 14 y 30 Hz. Se pueden observar cuando el sujeto se encuentra concentrado al realizar una tarea motora específica (Sanei & Chambers, 2013)

Ondas Alfa: Representan un estado de poca actividad cerebral y relajación. Estas ondas son más lentas y de mayor amplitud que las ondas beta. Su frecuencia oscila entre 8 y 14 Hz. Como se verá más adelante, dentro de esta frecuencia sucede el ritmo Mu (de sus siglas en inglés *Motor Unit*). (Sanei & Chambers, 2013)

Ondas Theta: Son ondas de mayor amplitud y menor frecuencia (entre 4 y 8 Hz). Este tipo de ondas se encuentran bajo un estado de calma profunda. Se trata de un estado en que se realizan tareas automáticas, sin necesidad de control atencional. (Sanei & Chambers, 2013)
. Esta es la frecuencia que se encuentra en la primera fase del sueño.

Ondas Delta: Son las ondas de mayor amplitud y menor frecuencia (entre 1,5 y 4 Hz). Aunque las frecuencias son pequeñas, nunca llegan a cero, pues eso significaría la muerte cerebral. Se generan ante un estado de 'sueño profundo'. (Sanei & Chambers, 2013)

En el sueño, estas ondas cerebrales varían progresivamente mediante la secuencia beta, alfa, theta y delta, en ciclos que duran alrededor de 90 minutos. (Taylor & Baldeweg, 2001), pero pueden variar de un sujeto a otro.

Las ondas Beta y Alfa se encuentran directamente relacionadas con las actividades motoras estudiadas en esta tesis, debido a que permiten dar cuenta de procesos como la imaginación, la preparación motora y el movimiento, a través del ritmo Mu, el cual tiene la característica

de bloquearse o desincronizarse, en movimiento de sujetos con condiciones neurológicas normales. (Pfurtscheller & Neuper, 1994).

Estas actividades cerebrales electroencefalográficas, cuando son asociadas directamente con un estímulo determinado, pasan a denominarse Potenciales Evocados o Potenciales Relacionados a Eventos.

Potenciales Relacionados a Eventos (PRE)

Los Potenciales Relacionados a Eventos son fluctuaciones en el voltaje del electroencefalograma (EEG) provocadas por sucesos sensoriales, motores o cognitivos (Gamboa & Cruz, 2008). El promedio de las ondas en el tiempo de bloqueo del estímulo o respuesta a un evento refleja descargas de grandes poblaciones neuronales, vinculadas a procesos cognitivos, de lenguaje, emocionales y motores subyacentes al estímulo. (Núñez-Peña, Corral, & Escera, 2004)

Estos potenciales pueden clasificarse dependiendo del tiempo de aparición y por ende, de la vía que evalúan. Los potenciales exógenos, son aquellos potenciales que se presentan antes de los 200 milisegundos siguientes al estímulo y evalúan la funcionalidad de una vía sensorial, desde el receptor hasta la corteza primaria; por su parte, los potenciales endógenos, que abarcan desde los 200 milisegundos hasta incluso 1 segundo después del estímulo (parte rosa de Ilustración 6), y evalúan los procesos cognitivos cerebrales y por tanto es necesario que exista un proceso que no solo llegue a corteza primaria sino a cortezas de asociación y áreas cerebrales que involucran funciones cognitivas, como lo son procesos de emociones y lenguaje.

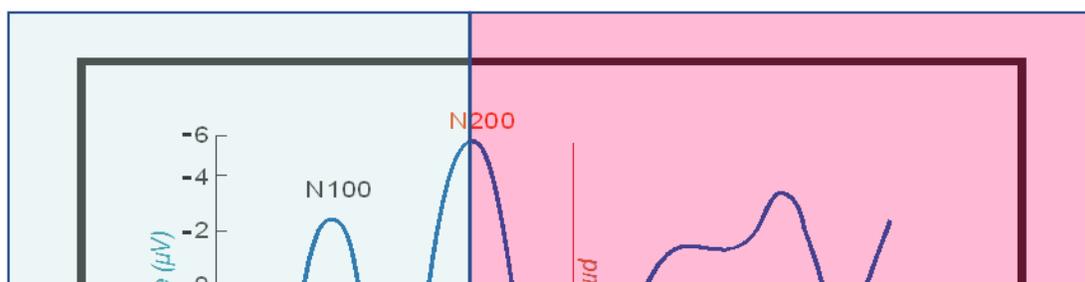


Ilustración 6. Tipos de potenciales según su latencia

(Fuente: Rodríguez & Restrepo, 2014)

Estas ondas presentes en los PRE, las cuales son medidas siempre con respecto a una referencia, se designan por su polaridad, es decir si son positivas con una P o si son negativas mediante una N, seguidas por su latencia o tiempo de aparición de las ondas en milisegundos, es así que la onda N100 será una onda negativa que se presenta a los 100 milisegundos después de la recepción del estímulo. (Taylor & Baldeweg, 2001). Es importante tener en cuenta que existen valores positivos y negativos de las ondas debido a que el potencial de acción neuronal en su estado basal es negativo, y al despolarizarse tiene valores positivos.

Potenciales Relacionados a Eventos motores (PRE-m)

Los Potenciales Relacionados a Eventos motores son variaciones que se presentan en los registros EEG antes y después de que se ha realizado una actividad motora. Los componentes que se identifican dentro de la literatura en los PRE-m son: El potencial

reaferente (NS, Late BP, BP2 o N1), el Potencial premotor (PMP) y el potencial motor (MP o N100)

Cabe anotar que estos nombres y latencias varían de acuerdo con los diferentes autores, tal como se muestra en la Tabla 1, aunque de forma general las describen de la siguiente forma:

El potencial reaferente (NS, Late BP, BP2 o N1): Algunos autores (Purves, Fitzpatrick, & LaMantia, 2016; Zelená & Soukup, 1977) la definen como una onda negativa que se presenta entre los 80 y los 100 milisegundos antes del movimiento, mientras que otros (Skoglund, 1956; Barrett, 2013) la refieren entre los 400 y 500 milisegundos antes del movimiento. La negatividad máxima de esta onda se presenta en el área motora primaria, en los electrodos C3 y C4, ya que está directamente asociada con el movimiento contralateral del músculo activado. (Barrett, 2013; Tortora & Bryan Gerard J Tortora, 2008)

Potencial premotor (PMP): Anteriormente, se contaba con la definición que los movimientos voluntarios son seguidos por un potencial positivo que se presenta entre los 30 y los 90 milisegundos después del movimiento (Zelená & Soukup, 1977). Sin embargo desde 1985, se observó que siguiente de la NS, se presentaba una deflexión positiva denominada Potencial Pre-motor (PMP) (Schaible, G., Schmidt, & Willis, 1986; Zimny, Albright, & Dabezies, 1988; Lapenta & Boggio, 2014; Purves, Fitzpatrick, & LaMantia, 2016); la cual es una onda positiva, que se presenta alrededor de los 50 milisegundos antes del movimiento (Lapenta & Boggio, 2014; Zimny, Albright, & Dabezies, 1988; Schaible, G., Schmidt, & Willis, 1986)

El potencial motor (MP o N100): Luego de la PMP, se presenta un Potencial Motor (MP), donde se visualiza un fuerte aumento de negatividad, entre los 80 y los 100 milisegundos después del movimiento (Purves, Fitzpatrick, & LaMantia, 2016; Barrett, 2013; Tortora & Bryan Gerard J Tortora, 2008). Se ha definido que esta onda es la que acompaña el movimiento voluntario, por tanto se activa la mayor parte de la corteza primaria motora, específicamente las neuronas del tracto corticoespinal (Zelená & Soukup, 1977; Barrett, 2013; Tortora & Bryan Gerard J Tortora, 2008), otros autores la relacionan con la evaluación de la vía sensorial utilizada para la retroalimentación del movimiento (Rugg & Coles, 1995) y con la activación de corteza pre central sensorial y áreas frontales (Silva Pereyra, 2011; Jones & Wise, 1979)

En la Tabla 1 se realiza una síntesis de los hallazgos de diferentes autores, tanto en tiempos de aparición, como áreas asociadas y posibles canales.

Adicionalmente, existen reportes de otros tipos de fluctuaciones en el EEG asociadas al movimiento, y a la respuesta sensorial al mismo, entre las cuales tenemos la BP, la P100 y la DRE.

Bereitschaftspotential (BP): La onda Bereitschaftspotential o BP es una onda negativa lenta que se registra, entre los 2000 y 1500 milisegundos antes de la ejecución de un movimiento involuntario, (Silva Pereyra, 2011; Purves, Fitzpatrick, & LaMantia, 2016; Barrett, 2013; Tortora & Bryan Gerard J Tortora, 2008). Diferentes autores sugieren que la BP se activa inicialmente en región pre central contralateral (Lapenta & Boggio, 2014), en el área suplementaria motora (SMA) (Barrett, 2013; Tortora & Bryan Gerard J Tortora, 2008; Zimny, Albright, & Dabiezies, 1988), y en corteza motora primaria (M1) (Silva

Pereyra, 2011; Skoglund, 1956). Su amplitud, forma y latencia han presentado alteraciones en enfermedades neurológicas como la enfermedad de Parkinson, Disonía, enfermedad cerebelosa y en desordenes de depresión y en pacientes con lesiones focales en el tálamo, en los ganglios basales, cerebelo, corteza prefrontal y corteza parietal (Tortora & Bryan Gerard J Tortora, 2008). La BP parece estar más relacionada con la preparación motora; debido a su distribución amplia y bilateral (Skoglund, 1956). Debido a que está relacionada con movimientos involuntarios, no se tendrá en cuenta para el estudio realizado en esta tesis.

P100: Onda positiva que se encuentra entre los 89 y 114 ms posteriores al movimiento, que se genera en los lóbulos occipitales y evalúa principalmente la respuesta sensorial visual. Es reportado que disminuye su amplitud cuando aumenta el número de estímulos en el estudio. Para el proyecto desarrollado se tuvo en cuenta debido a que las ordenes de actividad se dan mediante un letrero en pantalla. (Chiappa, 1997)

Tabla 1. Ondas asociadas a movimiento

ONDA NS	ÁREAS	ONDA PMP	ÁREAS	ONDA MP	ÁREAS	Autor
Potencial re aferente		Onda positiva pre-movimiento -30 a -90 ms		Potencial Motor		(Deecke, Heise, & Kornhuber, 1976)
		Positividad Pre Movimiento -60 a -80 ms				(Benecke, Dick, Rothwell, Day, & Marsden, 1985)
-80 a -100 ms	Zona central y parietal contralateral	Deflexión positiva Pre movimiento -38 a -62 ms	Electrodos C3 o C4	Onda negativa 43 ms		(Tarkka & Hallett, 1990)
BP tardía -400 ms	Electrodo C4			Potencial negativo asociado a movimiento voluntario 100 ms	Corteza central, pre-central y parietal	(Kristeva, Cheyne, Lang, Lindinger, & Deecke, 1990)
				N2 220 a 400 ms	Áreas frontales Pz	(Jodo & Kayama, 1992)
N1 100 ms		P1		Onda negativa N2	Tracto corticoespinal	(Hernández Barros, 2006)
N1 -1000 ms	Áreas centrales y pre centrales, Área específica del músculo que se activa	P1 -50 ms	Inhibición al movimiento espejo.			(Gamboa & Cruz, 2008)
BP tardío (BP2)	Movimiento unilateral de la mano. Electrodo C4 y C3	PMP o P50 - 50 ms	Hemisferio ipsilateral	Potencial PM o N10 -100 ms	Central contralateral	(Ferreira Lage, 2009)
NS -400 a -500	Corteza motora primaria			Potencial Motor -80 ms	Corteza motora primaria	(Luck & Kappenman, 2012)

Ritmo Mu: Este ritmo se registra como parte de la actividad eléctrica cerebral en las derivaciones rolándicas, sobre la circunvolución precentral y se observa en la banda entre 8-13 Hz (Palau-Baduell, Valls-Santassusana, & B., 2011) y en la banda entre 13-30 Hz (Heida, Poppe, de Vos, Van Putten, & Van Vugt, 2014), abarcando las frecuencias alfa y beta del EEG

Desincronización relacionada a eventos (DRE): Se conoce como DRE del ritmo Mu a la disminución en amplitud de al menos un 50% con respecto al pico más alto en un rango de latencia por debajo de los 400ms antes del movimiento. Cuando una persona realiza un movimiento voluntario como mover la mano o agarrar un objeto, el ritmo Mu se reduce o desincroniza. Sin embargo, los cambios en la actividad de la corteza motora primaria, alojada en la circunvolución precentral, no solo se presentan cuando se realiza un movimiento voluntario, sino también cuando se observa a otro individuo realizar el movimiento (Fadiga, Fogassi, Pavesi, & Rizzolatti, 1995). Es posible observarlo a través de los canales C3, C4 y Cz (Palau-Baduell, Valls-Santassusana, & B., 2011). De igual modo, en la EEG cuantificada, los canales frontales F7, F8 y F4, los temporales T6 y T5, así como los parietales P3 y P4, presentan, en la potencia espectral, una disminución en las condiciones de observación y ejecución de movimientos de los dedos en comparación con la condición basal, lo que ha permitido establecer que la observación y la ejecución del movimiento activan las mismas áreas corticales (Cochin, Barthelemy, Roux, & Martineau, 1999). En los estudios con EEG, el ritmo Mu se ha empleado como indicador de la actividad del sistema de neuronas espejo (Iacoboni, y otros, 2005; Ramachandran, 2012).

Fisiología de una tarea motora

El sistema motor es de gran complejidad ya que puede controlar movimientos tanto voluntarios como involuntarios. Para el trabajo que se presenta en esta tesis, se hablará de movimiento voluntario.

Inicialmente, con la recepción de la orden de realizar el movimiento, puede existir la activación de dos áreas, dependiendo de si la orden es recibida de forma visual o de forma auditiva. En el caso de la orden visual, existe una activación del área prefrontal de la corteza cerebral, la cual es registrada en los electrodos F7 y F8. Para la presentación auditiva del estímulo, se activan las áreas de corteza premotora, registradas en los electrodos Fz, F4 y F3, y de la corteza motora primaria, registradas en los electrodos Cz, C3, C4, T3 y T4, donde se encuentra el homúnculo motor (ver Ilustración 7), el cual es un mapa que representa la corteza motora, determinando los porcentajes de uso de la corteza motora, implicados en cada parte del cuerpo (Ripoll, 2013)

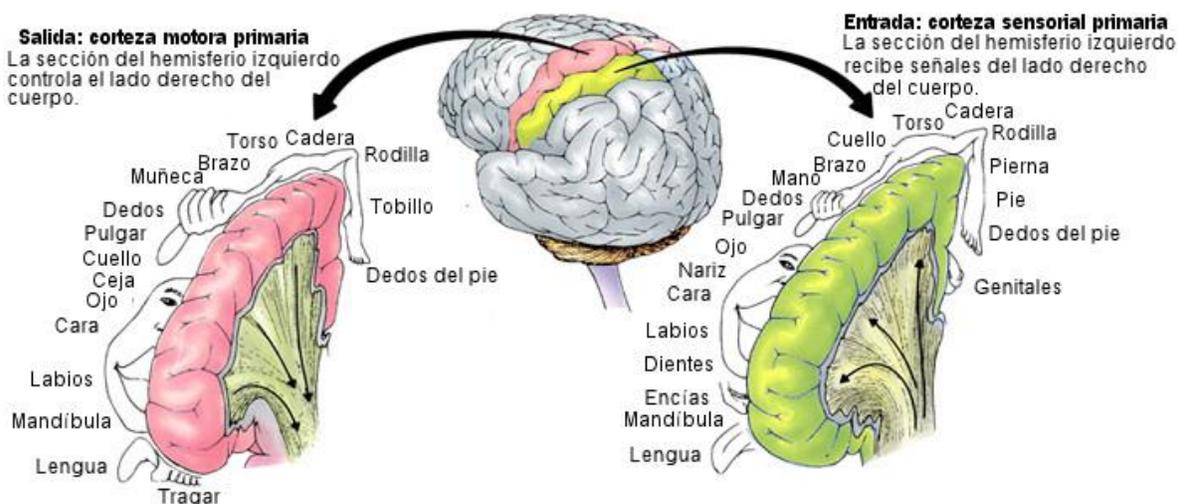


Ilustración 7. Homúnculo motor

(Fuente: sharpbrains.com, 2017)

En la Ilustración 8, se puede observar la ubicación de cada uno de los electrodos en las áreas involucradas en el movimiento voluntario

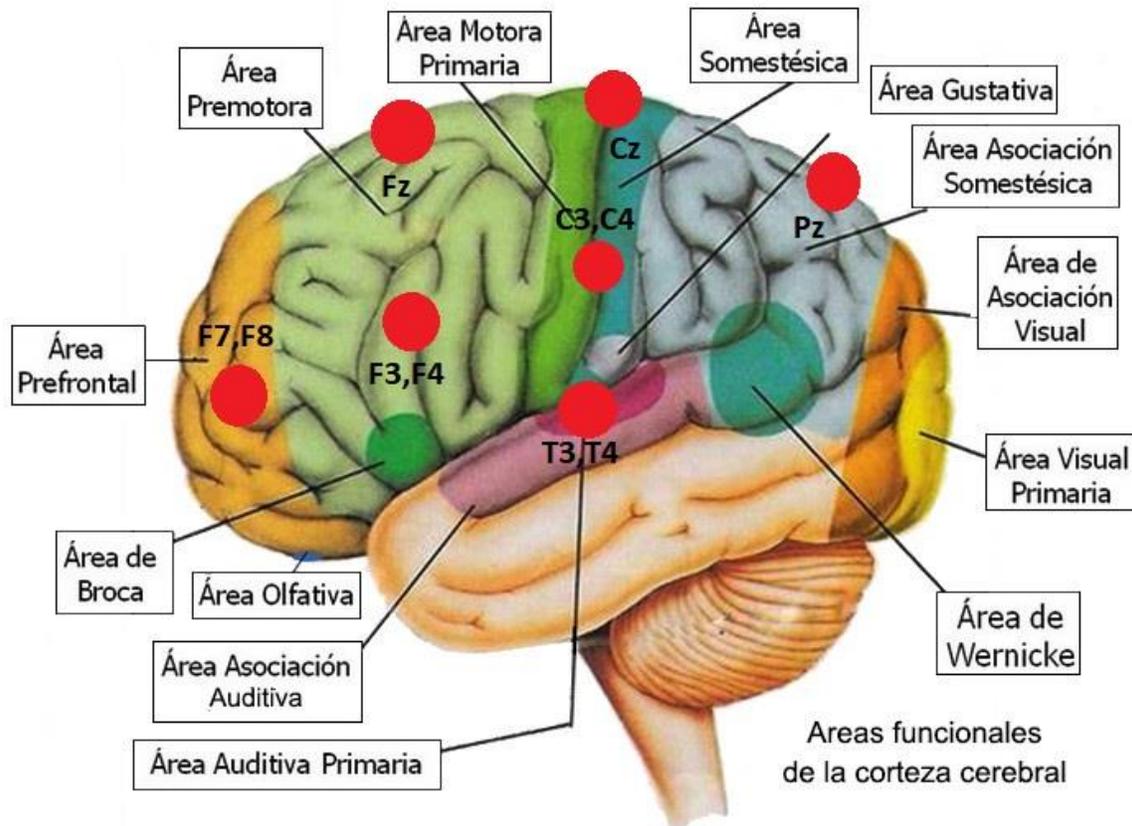


Ilustración 8. Ubicación de electrodos en áreas del movimiento

(Fuente: www.youbioit.com, 2017)

Al activarse la corteza motora primaria, se envía el impulso nervioso de la corteza a la médula, a través de la neurona motora superior. Este recorrido se realiza a través de la vía corticoespinal o piramidal, la cual inicia en la corteza primaria motora, con la neurona motora superior, y atraviesa la parte ventral del mesencéfalo, dirigiéndose posteriormente al

bulbo raquídeo, donde un gran porcentaje de los impulsos decusan (es decir, cambian de lado, y es debido a esto que se dice que el lado izquierdo del cerebro controla al lado derecho del cuerpo) formando el haz corticoespinal lateral y el otro porcentaje menor, que no decusa, pasa a formar el haz corticoespinal ventral. El haz corticoespinal lateral se encarga del control de la musculatura distal y de los movimientos precisos de manos y dedos, mientras que el haz corticoespinal ventral se encarga del cuello, tronco, hombros, muslos y antebrazos.

Inmediatamente después de la decusación, el impulso eléctrico llega a la médula, haciendo sinapsis en la neurona motora inferior, específicamente en la asta anterior, y ésta a su vez realiza una segunda sinapsis en la fibra muscular donde se iniciará el potencial de acción que contraerá el grupo muscular. Al realizarse la contracción muscular, se debe realizar una retroalimentación a corteza, indicando el desarrollo del movimiento, esta retroalimentación inicia en el huso muscular, donde la información propioceptiva inconsciente viaja por el nervio periférico al ganglio dorsal, para el envío de la información mediante la vía espinocerebelosa anterior.

Esta vía envía el estímulo de la médula al bulbo raquídeo, y a través del pedúnculo cerebeloso inferior, se dirige hacia el núcleo intracerebeloso en el cerebelo, y de ahí al tálamo, terminando finalmente en las cortezas premotora y somatosensorial primaria, registradas en los electrodos Fz, F3, F4 y Pz.

Esta información vuelve a corteza motora viajando a través de la vía corticoespinal o piramidal y se inicia de nuevo el recorrido descrito anteriormente para realizar de nuevo la contracción muscular. Y es debido precisamente a la cantidad eventos fisiológicos que

sucedan en esta retroalimentación, que encontramos los potenciales endógenos en latencias mayores a 200ms.

Cuando la actividad motora se repite una cantidad mayor de veces, este proceso se vuelve automático, lo cual implica que sea más corto y rápido, aunque para el trabajo, se presentará solo movimiento voluntario.

Imaginación motora

La imaginación motora consiste en entradas imaginativas sensoriales y motoras, la cual se puede definir como un proceso relacionado con la percepción, pero en ausencia de un estímulo exterior real. (Lapenta & Boggio, 2014); además, es común que cuando se trata de aprender una tarea motora nueva, esta se realice mediante la observación de la actividad en otro sujeto y luego se imagine cómo sería el movimiento que se debería hacer para imitar (Tsukazaki, Uehara, Morishita, Ninomiya, & Funase, 2012), para lo cual existe la activación de las neuronas espejo (Braadbaart, Williams, & Waiter, 2013; Williams, Whiten, Suddendorf, & Perrett, 2001).

(Pfurtscheller & Lopes da Silva, 1999) han descrito que un movimiento y la imaginación de éste movimiento generan patrones similares de activación neuronal, y un decremento de potencia espectral del ritmo beta (14-30 Hz) y Mu (8-13 Hz), y que este decremento se observa, principalmente, en los canales centrales Cz, C3 y C4 (Cantillo-Negrete, Guiérrez Martínez, Flores Rodríguez, Cariño Ezcobar, & Elías Viñas, 2014). La ubicación de este decremento en el área motora primaria, indica su relación con la preparación de la secuencia motora, por lo que se podría observar en los registros encefalográficos antes de la realización del movimiento. Algunos autores lo reportan en latencias entre los 400 y 1000

ms antes del movimiento (Bernier, Dawson, Webb, & Murias, 2007; Bernier, Aaronson, & McPartland, 2013; Muthukumaraswamy, Johnson, & McNair, 2004).

Los estudios del EEG en imaginación y visualización de una actividad motora, normalmente miden la desincronización y sincronización relacionada a eventos, DRE y SRE, respectivamente (Lapenta & Boggio, 2014). Cuando hay una disminución, en la sincronización neuronal en una frecuencia específica en la actividad del EEG se considera como desincronización relacionada a eventos o DRE, y cuando hay un aumento en esa frecuencia específica se considera como sincronización relacionada a eventos o SRE (Pfurtscheller & Lopes da Silva, 1999).

Protocolos de Estimulación para PRE-m

Para poder desencadenar Potenciales Relacionados a Eventos, es necesario la presentación de un protocolo de estimulación. Para movimiento, los protocolos se basan principalmente en movimientos voluntarios con miembros superiores, en variaciones entre tareas simples y complejas e imaginación motora, tal como se puede evidenciar en la Tabla 2.

Tabla 2. Protocolos de estimulación para eventos motores

Miembro	Actividad	Protocolo	Duración	Referencia
Brazo derecho	Flexión, Presión	Flexión de codo. Presión de transductor entre el pulgar y el índice durante 2 segundos. Ejecución de tareas anteriores simultáneamente Flexión de codo seguido de presión de transductor	64 repeticiones	(Benecke, Dick, Rothwell, Day, & Marsden, 1985)
Dedos índice bilaterales de miembro superior	Flexión, Extensión	Movimientos simultáneos sin ninguna carga. Movimientos con carga de 250 gramos en el dedo izquierdo. Movimientos con carga de 250 gramos en el dedo derecho. Movimientos con carga de 400 gramos en ambos dedos.	Entre 8 y 14 segundos	(Kristeva, Cheyne, Lang, Lindinger, & Deecke, 1990)
Antebrazo, dedos índice bilaterales de miembro superior	Presión, Movimiento horizontal	Posición inicial: dedo índice de mano dominante en interruptor de palanca fija Tarea simple: Presión del interruptor Tarea compleja: - Presión de interruptor - Movimiento de antebrazo hacia lado derecho - Presión de segundo interruptor a 20cm de distancia - Regreso a posición inicial	Intervalo de menos de 3 segundos	(M. Simonetta, M. Clanet, & O. Rascol, 1990)
Dedo índice miembro superior derecho	Presión	Presentación de estímulos mediante 5 LEDs, ubicados a 50 centímetros del sujeto a la altura de los ojos. Punto fijo en medio y 4 LEDs formando un cuadrado Escucha de tono de 1000 Hz por 500 ms Fijación en punto central durante 2300 ms Fijación en punto de esquina elegido aleatoriamente cada 4 s Tareas: - Go: Presión de llave con el dedo derecho con luz superior derecha o inferior izquierda - No-Go: Retención de movimiento sin actividad muscular: con luz superior izquierda o inferior derecha	50 respuestas correctas	(Jodo & Kayama, 1992)
Miembro superior derecho	Presión	Presentación de estímulos mediante 5 LEDs, ubicados en un patrón del signo más (+) (Central verde, encima y debajo rojos, izquierda y derecha amarillos) Escucha de tono de 1500 Hz, 70 dB por 150 ms, seguido de Iluminación de LED verde central por 3 segundos Acción LED rojo: Contracción rápida de mano derecha en transductor Acción LED amarillo: Contracción lenta en transductor Tono de error: de 2000 Hz, 70 dB, por 150 ms después de 1,5 segundos de su respuesta.	2 bloques de 80 ensayos cada uno	(Van Boxtel, Geraats, Van den Berg-Lenssen, & Brunia, 1993)
Dedos índice bilaterales de miembro	Presión, Rotación	Presentación de flecha con direcciones: arriba, abajo, izquierda y derecha Flecha izquierda: Presión de micro interruptor con dedo izquierdo Flecha derecha: Presión de micro interruptor con dedo derecho	98 ensayos en intervalos de 12 segundos	(Pfurtscheller & Neuper, 1994)

superior, miembro inferior derecho y lengua		Flecha arriba: Movimiento de lengua a encía superior Flecha abajo: Movimiento de dedos del pie derecho		
Dedos miembro superior unilateral	Presión	Fijación con punto en centro de la pantalla Presentación de flechas blancas hacia izquierda o derecha sobre fondo negro Indicación por parte del sujeto de la dirección de la flecha mediante presión de teclas que se encuentran a la izquierda o derecha	5 bloques de 80 estímulos	(del Valle Inclán, Rumbo, Redondo, & Lamas, 1995)
Dedos miembro superior unilateral	Presión	Presentación de señal condicional auditiva Presentación de estímulo imperativo visual consistente en una serie de flashes repetitivos a los cuales se les debe dar respuesta mediante presión de un botón		(Gamboa & Cruz, 2008)
Miembros superiores e inferiores bilaterales	Imaginación	Presentación de círculo blanco en el centro de la pantalla durante 2 segundos Presentación de círculo rojo (señal de preparación) durante 1 segundo Presentación de indicación (Ejemplo: 'Mano Izquierda', 'Mano Izquierda y Pie Izquierdo') durante 4 segundos en los cuales el sujeto se concentrará en realizar la tarea de imaginación motora evitando cualquier movimiento. Presentación de palabra 'Descanso' durante 1 segundo.	60 pruebas con 6 tipos de tareas de imaginación motora	(Yi, y otros, 2013)
Miembros superiores bilaterales	Imaginación, Abducción y Aducción	Presentación de cruz en centro del monitor Tono auditivo durante 2 segundos 3 segundos adicionales Sobreposición de cruz con flecha izquierda o derecha durante 15 segundos Imaginación o movimiento de abrir y cerrar la mano izquierda o derecha (según instrucción) Interrupción de movimiento o imaginación con presentación de pantalla azul de descanso	20 repeticiones	(Cantillo-Negrete J. , Guíérrez Martínez, Flores Rodríguez, Cariño Escobar, & Elías Viñas, 2014)
Dedos bilaterales de miembro superior	Imaginación, Abducción y Aducción	Imágenes motoras de agarre: imaginación de apertura y cierre de los dedos en forma de agarre Imágenes motoras de flexión y extensión del codo: imaginación de movimiento de antebrazo hacia arriba y hacia abajo Imágenes motoras dirigidas a los objetos de la flexión y extensión del codo: imaginación de la extensión de la mano hacia un vaso de agua que se muestra en monitor	20 ensayos – 3 segundos de actividad y 5 segundos de descanso	(Yong & Menon, 2015)

Aunque no hay claridad entre los valores de presentación de las ondas, todavía se encuentra una brecha para llegar a un consenso de presentación de éstas. Sin embargo, la mayoría identifican cuatro ondas, dos antes del movimiento y dos después del movimiento, y una desincronización, la primera onda que se presenta es una onda negativa justo antes del movimiento, algunos autores toman la ventana de 400-500 ms y otros 80-100 ms; siguiente a esta una onda positiva justo antes del movimiento, y por último se presenta una onda negativa entre los 100-400 ms. La primera que se presenta es una supresión del ritmo Mu entre los 800 y 600 milisegundos antes del movimiento.

Éstas son las ondas que serán objeto de estudio en el trabajo desarrollado.

-
- Cantillo-Negrete, J., Guíérrez Martínez, J., Flores Rodríguez, T., Cariño Ezcobar, R., & Elías Viñas, D. (2014). Caracterización de la actividad eléctrica cerebral relacionada con la imaginación del movimiento de la mano en sujetos sanos. *Revista de Investigación Clínica*, 111-121.
- Agapito, G. M. (Julio de 2004). Recuperado el 5 de Abril de 2016, de <http://www.gustavo.x10.mx/files/CEMGS.pdf>
- Barea, R. N. (2002). Electroencefalografía, Universidad de Alcalà, Tema 5. 2-24.
- Barrett, K. E. (2013). *Ganong fisiología médica*. McGraw Hill Mexico.
- Benecke, R., Dick, J., Rothwell, J., Day, B., & Marsden, C. (1985). *Increase of the Bereitschaft Potential in simultaneous and sequential movements*. Univeristy Department of Neurology, Institute of Psychiatry and King's College Hospital Medical School. Londres: Elsevier Scientific Publisher Ireland Ltd.
- Bernier, R., Aaronson, B., & McPartland, J. (Junio de 2013). The role of imitation in the observed heterogeneity in EEG mu rhythm in autism and typical development. *Brain Cogn.*, 82(1), 69-75.
- Bernier, R., Dawson, G., Webb, S., & Murias, M. (Agosto de 2007). EEG mu rhythm and imitation impairments in individuals with autism spectrum disorder. *Brain Cogn.*, 64(3), 228-237.
- Braadbaart, L., Williams, J. H., & Waiter, G. (Julio de 2013). Do mirror neuron areas mediate mu rhythm suppression during imitation and action observation? *Int. J. Psychophysiol.*, 89(1), 99-105.
- Cantillo-Negrete, J., Guíérrez Martínez, J., Flores Rodríguez, T. B., Cariño Escobar, R. I., & Elías Viñas, D. (2014). Caracterización de la actividad eléctrica cerebral relacionada con la imaginación del movimiento de la mano en sujetos sanos. *Revista de Investigación Clínica*, 111-121.
- Chiappa, K. H. (1997). *Evoked Potentials in Clinical Medicine* (Tercera ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- Cochin, S., Barthelemy, C., Roux, S., & Martineau, J. (Mayo de 1999). Observation and execution of movement: similarities demonstrated by quantified electroencephalography. *Eur. J. Neurosci.*, 11(5), 1839-1842.
- Deecke, L., Heise, B., & Kornhuber, H. (1976). Voluntary movement finger in man: cerebral potentials and theory. *Biological Cybernetics*(23), 99-119.

- del Valle Inclán, F., Rumbo, T., Redondo, M., & Lamas, J. (1995). El efecto Simon estudiado con potenciales cerebrales relacionados con el movimiento. *Psicothema*, 7(1), 139-146.
- Fadiga, L., Fogassi, L., Pavesi, G., & Rizzolatti, G. (Junio de 1995). Motor facilitation during action observation. A magnetic stimulation study. *J Neurophysiol.*, 73(6), 2608-2611.
- Ferreira Lage, E. (2009). *La técnica de electroencefalografía en la evaluación de la actividad cortical motora*. Salamanca.
- Gamboa, C., & Cruz, J. (2008). Potenciales evocados y cognición. *MEXICANA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA*, 57-63.
- Gómez Angarita, J. I. (2009). *La electromiografía: Un acercamiento al concepto fisiológico, la construcción de un equipo electromiográfico con registro no invasivo; y la resistencia galvánica de piel como método de relajación muscular*. Pereira.
- Heida, T., Poppe, N. R., de Vos, C. C., Van Putten, M. J., & Van Vugt, J. P. (2014). Event-related mu-rhythm desynchronization during movement observation is impaired in Parkinson's disease. *Clin. Neurophysiol.*, 125(9), 1819-1825.
- Hernández Barros, D. (2006). Potenciales Relacionados a Eventos cognitivos en psicología del deporte. *Revista iberoamericana de psicología del ejercicio y el deporte*, 105-117.
- Iacoboni, M., Molnar-Szakacs, I., Gallese, V., Buccino, G., Mazziotta, J., & Rizzolatti, G. (Abril de 2005). Grasping the intentions of others with one's own mirror neuron system. *PLoS Biol.*, 3(3), 529-535.
- Jodo, E., & Kayama, Y. (Junio de 1992). Relation of a negative ERP component to response inhibition in a Go/No-go task. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.*, 6(82), 477-482.
- Jones, E. G., & Wise, S. P. (1979). Differential thalamic relationships of sensory- motor and parietal cortical fields in monkeys. *Journal of Comparative Neurology*, 183(4), 833-881.
- Kristeva, R., Cheyne, D., Lang, W., Lindinger, G., & Deecke, L. (1990). *Movement-related potentials accompanying unilateral and bilateral finger movements with inertial loads*. Electroencephalography and clinical Neurophysiology . Vienna: Elsevier Scientific Publishers Ireland, Ltd.
- Lapenta, O., & Boggio, P. (2014). Motor network activation during human action observation and imagery: Mu rhythm EEG evidence on typical and atypical neurodevelopment. *Research in Autism Spectrum Disorders*, 8(7), 759-766.
- Luck, S., & Kappenman, E. (2012). *The Oxford Handbook of event-related potential components*. New York: Oxford University Press, Inc.
- M. Simonetta, M. Clanet, & O. Rascol. (1990). *Bereitschaftspotential in a simple movement or in a motor sequence with the same simple movement*. Francia: Elsevir Scientific Publisher Ireland, Ltd.
- Muthukumaraswamy, S., Johnson, B., & McNair, N. (Abril de 2004). Mu rhythm modulation during observation of an object-directed grasp. *Cogn. Brain Res.*, 19(2), 195-201.
- Núñez-Peña, M., Corral, M., & Escera, C. (2004). Potenciales evocados cerebrales en el contexto de la investigación psicológica: una actualización. *Anuario de psicología*, 35(1), 3-22.
- Palau-Baduell, M., Valls-Santasusana, A., & B., S.-S. (2011). Trastornos del espectro autista y ritmo mu. Una nueva perspectiva neurofisiológica. *Rev. Neurol.*, 52, S141-146.
- Pfurtscheller, G., & Lopes da Silva, F. (1999). Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. *Clinical neurophysiology*, 110(11), 1842-1857.
- Pfurtscheller, G., & Neuper, C. (1994). Event-related synchronization of mu rhythm in the EEG over the cortical hand area in man. *Neuroscience Letters*, 93-96.
- Purves, A., Fitzpatrick, H., & LaMantia, W. (2016). *Neurociencia* (5ª ed.). Editorial médica Panamericana.
- Ramachandran, V. S. (2012). ¿Dónde está Steven? El enigma del autismo. En V. S. Ramachandran, *Lo que el cerebro nos dice: los misterios de la mente humana al descubierto* (págs. 199-220). Barcelona, España: Paidós.
- Ripoll, D. R. (2013). *Neurociencia Cognitiva*. Madrid: MÉDICA PANAMERICANA, S.A.
- Rugg, M., & Coles, M. (1995). *Electrophysiology of mind: Event-related brain potentials and cognition*. Oxford University Press.
- Sanei, S., & Chambers, J. A. (2013). Brain Rhythms. En S. Sanei, & J. A. Chambers, *EEG Signal Processing* (pág. 312). John Wiley & Sons, 2013.
- Schaible, G. H., Schmidt, R. F., & Willis, W. D. (1986). Responses of spinal cord neurones to stimulation of articular afferent fibres in the cat. *The Journal of physiology*, 372(1), 575-59.

- sharpbrains.com*. (13 de Diciembre de 2017). Obtenido de <https://sharpbrains.com/blog/2006/10/04/brain-exercise-who-is-this/>
- Silva Pereyra, J. (2011). *Métodos en Neurociencias Cognoscitivas*. M.M.
- Skoglund, S. (1956). Anatomical and physiological studies of knee joint innervation in the cat. *Acta physiologica Scandinavica. Supplementum*, 36(124), 1-101.
- Tarkka, I., & Hallett, M. (1990). *Cortical topography of premotor and motor potential precedin self-paced, voluntary movement of dominant and non-dominant hands*. Elsevier Scientific Publisher Ireland, Ltd.
- Taylor, M., & Baldeweg, T. (2001). Application of EEG, ERP and intracranial recordings to the investigation of cognitive functions in children. *Developmental Science*, 5(3), 318-334.
- Tortora, G. J., & Bryan Gerard J Tortora, B. D. (2008). Introducción al cuerpo humano: fundamentos de anatomía y fisiología.
- Tsukazaki, I., Uehara, K., Morishita, T., Ninomiya, M., & Funase, K. (2012). Effect of observation combined with motor imagery of a skilled hand-motor task on motor cortical excitability: difference between novice and expert. *Neuroscience letters*, 518(2), 96-100.
- Van Boxtel, G. J., Geraats, L. H., Van den Berg-Lenssen, M. M., & Brunia, C. H. (Julio de 1993). Detection of EMG onset in ERP research. *Psychophysiology*, 4(30), 405-417.
- Williams, J. H., Whiten, A., Suddendorf, T., & Perrett, D. (Junio de 2001). Imitation, mirror neurons and autism. *Neurosci. Biobehav. Rev.*, 25(4), 287-295.
- www.doctorvillarejo.es*. (13 de Diciembre de 2017). Obtenido de <http://www.doctorvillarejo.es/portfolio-item/epilepsia/>
- www.ub.edu*. (13 de Diciembre de 2017). Obtenido de <http://www.ub.edu/pa1/node/130>
- Yi, W., Qiu, S., Qi, H., Zhang, L., Wan, B., & Ming, D. (12 de Octubre de 2013). EEG feature comparison and classification of simple and compound limb motor imagery. *J Neuroeng Rehabil*, 106(10).
- Yong, X., & Menon, C. (1 de Abril de 2015). EEG Classification of Different Imaginary Movements within the Same Limb. *PLoS ONE*, 4(10). doi:<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0121896>
- Zelená, J., & Soukup, T. (1977). The development of Golgi tendon organs. *Journal of neurocytology*, 6(2), 171-194.
- Zimny, M. L., Albright, D. J., & Dabezies, E. (1988). Mechanoreceptors in the human medial meniscus. *Cells Tissues Organs*, , 133(1), 35-40.

METODOLOGÍA

La investigación desarrollada en este trabajo es de tipo aplicada de desarrollo tecnológico, con un tipo de información cuantitativa y un alcance descriptivo

Con el fin de dar respuesta a cada uno de los objetivos presentados inicialmente, se plantea el desarrollo de un software que estará compuesto por las siguientes fases (Ilustración 9)

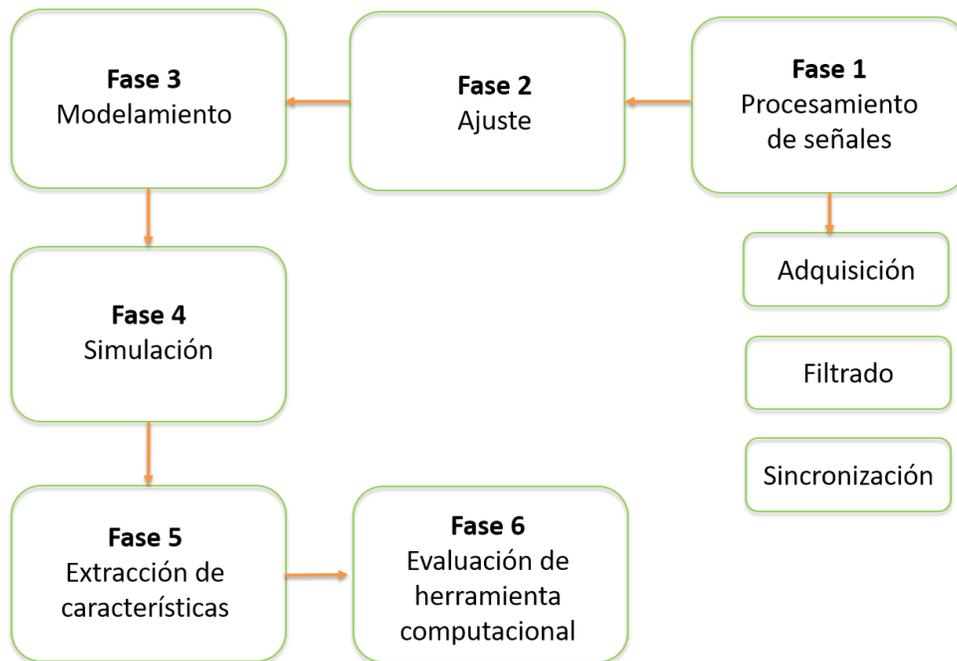


Ilustración 9. Fases para el desarrollo de software

(Fuente: Autor)

Estas fases servirán como secuencia para los próximos capítulos, dentro de los cuales se combinará la metodología propia de cada una y los resultados obtenidos

FASE 1: PROCESAMIENTO DE SEÑALES

Adquisición

La cuantificación de datos fisiológicos inicia con un proceso de adquisición de las señales, el cual a su vez está dado por tres etapas, inicialmente, la conversión de la magnitud medida a una señal eléctrica, luego la adaptación de la señal eléctrica para su lectura digital y finalmente el paso por un sistema hardware de adquisición de datos, que generalmente se realiza a través de un computador.

Para el proceso de conversión, el elemento encargado es el sensor, el cual es diseñado para convertir cualquier tipo de magnitud física como la presión, la temperatura, etc, en una diferencia de potencial o cambio en la corriente, de manera que la señal de salida pueda ser tratada por un equipo automático de adquisición de datos.

En el proceso de adaptación de la señal, el elemento encargado es un acondicionador, el cual tiene por objetivo generar, a partir de la información obtenida por los sensores, una señal que sea aceptable por las tarjetas de adquisición de datos. Las tarjetas de adquisición de datos suelen admitir niveles de tensión que van entre unos márgenes determinados: 0 a 5V, -10V a 10V, 0 a 10V, etc.

El último paso en un sistema de adquisición de datos son las tarjetas de adquisición de datos, las cuales se encargan de las conversiones de señales desde analógica a digital ADC y de la comunicación con el ordenador.

Cada una de estas etapas se realizan a través del equipo de adquisición, que para motivos de este proyecto son: para las señales electromiográficas un Electrofisiógrafo CadWell,

Software Sierra Wave 6.0.33 y para la electroencefalografía un Electroencefalógrafo CadWell, Software Easy III 3.10.

Mover

Para el caso de la actividad que implique movimiento, el sujeto se encontrará conectado a ambos equipos de adquisición, a través de una disposición de electrodos que ha sido definida con anterioridad, adicionalmente se encontrará ubicado a 1 metro de distancia de una pantalla en donde se presentará el protocolo de la prueba (Ver Ilustración 10).

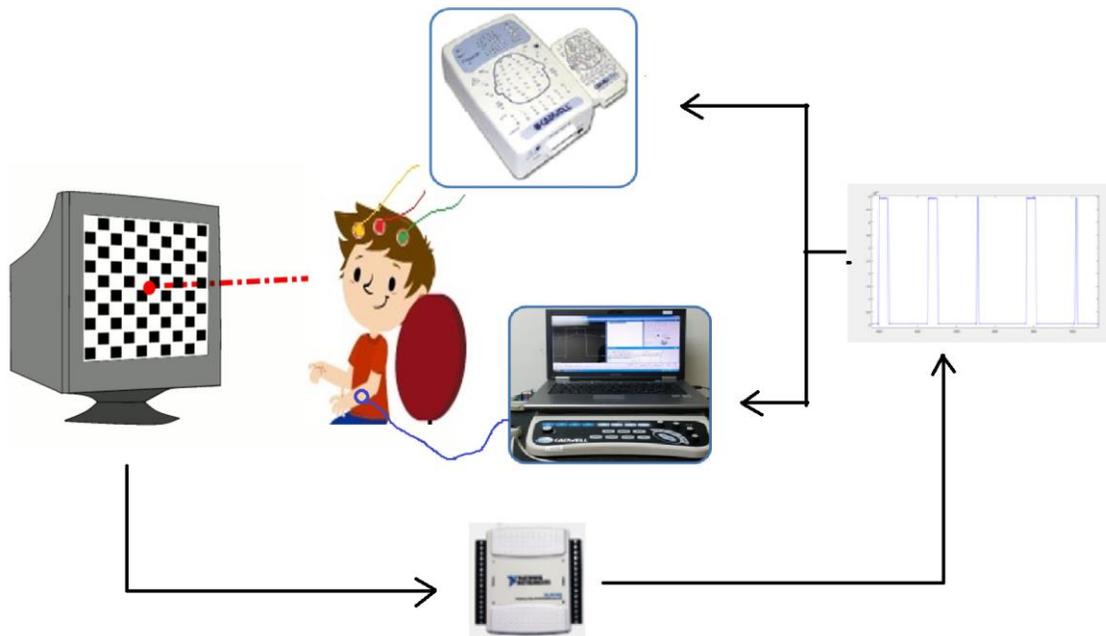


Ilustración 10. Diagrama de conexión del sujeto para actividad de movimiento

(Fuente: Autor)

Esta pantalla se encuentra conectada a un computador que permite identificar el tipo de estímulo que observa el sujeto y envía este dato a una tarjeta de adquisición de datos de National Instruments NI DAQ 6009, que permitirá discriminar el tipo de orden a través del

control de un ancho de pulsos, un pulso de 100 ms para indicar inicio y un pulso de 200 ms para indicar el final, y estos finalmente se envían a cada uno de los equipos de la prueba, permitiendo así que llegue información tanto del sujeto como del protocolo de estimulación. (Ver Ilustración 10)

// Presentación estimulación

For i = 1 : número de repeticiones

Presentar imagen con palabra “inicio”

Envío señal de alerta a puerto de entrada digital de tarjeta de adquisición de datos

If recibe alerta

Envío pulso de 5V por salida digital 1 a EMG – 200 ms

Envío pulso de 5V por salida digital 2 a EEG – 200ms

Fin

// Marcación de pulso en EMG

If salida digital 1 == 5V

Activación de relé (Opresión de pedal)

Adquisición señal EMG

Fin

// Marcación de pulso en EEG

If salida digital 2 == 5V

Canal_pulsos_EEG = Guardar tiempo e intensidad de pulso

Adquisición señal EEG – 11 canales

Fin

Espera 20 segundos

// Detener

If tiempo == 20 segundos

Envío pulso de 5V por salida digital 1 a EMG – 100 ms

Envío pulso de 5V por salida digital 2 a EEG – 100 ms

Fin

Fin

Una vez finalizada una sola repetición de la actividad, el profesional que está realizando la prueba debe grabar los datos tanto de EEG como de EMG en ambos dispositivos. Este proceso se realiza tantas veces como repeticiones tenga cada una de las actividades.

Para el equipo de electroencefalografía, este pulso llegará directamente a uno de los canales dispuestos para la entrada de datos de electrocardiografía o de pulsoximetría. Para el equipo de electromiografía fue necesario utilizar el puerto de entrada del switch de inicio, el cual está presentado en forma de pedal y el dispositivo desarrollado permite cerrar el circuito actuando como pedal con la activación de un relé gracias a un transistor y a la señal proveniente del computador, a través de la tarjeta DAQ (Anexo 1)

Imaginar

Para el caso de la actividad correspondiente a solo imaginación, las señales estarán dadas solo por el equipo de electroencefalografía tal como indica la Ilustración 11

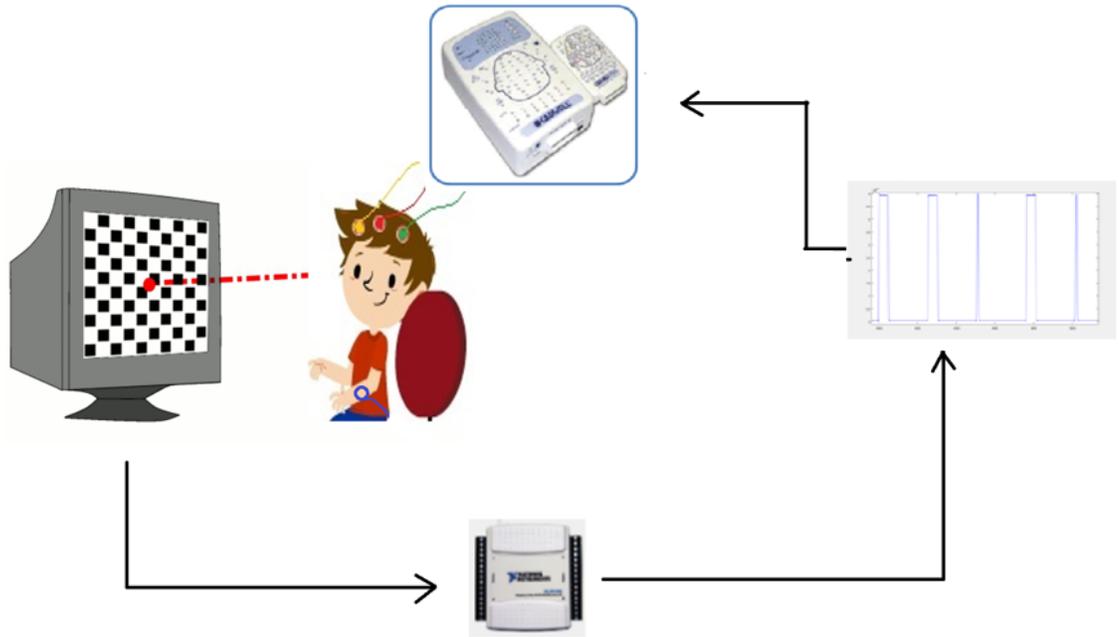


Ilustración 11. Diagrama de conexión del sujeto para actividad de imaginación

(Fuente: Autor)

Y se enviará de la siguiente forma

// Presentación estimulación

For i = 1 : número de repeticiones

Presentar imagen con palabra “inicio”

Envío señal de alerta a puerto de entrada digital de tarjeta de adquisición de datos

If recibe alerta

Envío pulso de 5V por salida digital 2 a EEG – 200ms

Fin

// Marcación de pulso en EEG

If salida digital 2 == 5V

Canal_pulsos_EEG = Guardar tiempo e intensidad de pulso

Adquisición señal EEG – 11 canales

Fin

```
Espera 20 segundos  
// Detener  
If tiempo == 20 segundos  
    Envío pulso de 5V por salida digital 2 a EEG – 100 ms  
Fin  
Fin
```

Filtrado

Una vez adquiridas las señales en forma digital, es necesario adecuarlas mediante un filtrado, ya que debido a que es posible que se presenten diferentes tipos de ruidos en la señal.

Los filtros pueden tener principalmente dos usos, separación y restauración de señales (Smith S. W., 1999); la separación se realiza cuando la señal ha sido contaminada con interferencias, ruidos u otro tipo de señal (ej. retirar ruidos de respiración y corazón de la madre, cuando se desea medir la actividad eléctrica del corazón del feto), y la restauración es usada cuando la señal ha sido distorsionada en alguna forma (ej. Señal defectuosa debido a la incorrecta ubicación de electrodos en un sujeto).

Como se presenta en la Ilustración 12, todos los filtros tienen respuestas impulso, respuestas escalón y respuestas a frecuencia (mediante aplicación de Transformada Rápida de Fourier (FFT)), cada una de las cuales contiene la información completa acerca del filtro pero en diferentes formas (Smith J. O., 2008). Si una de las 3 es especificada, las otras dos se calculan directamente. Las tres representaciones son importantes debido a que describen la reacción de los filtros bajo diferentes circunstancias.

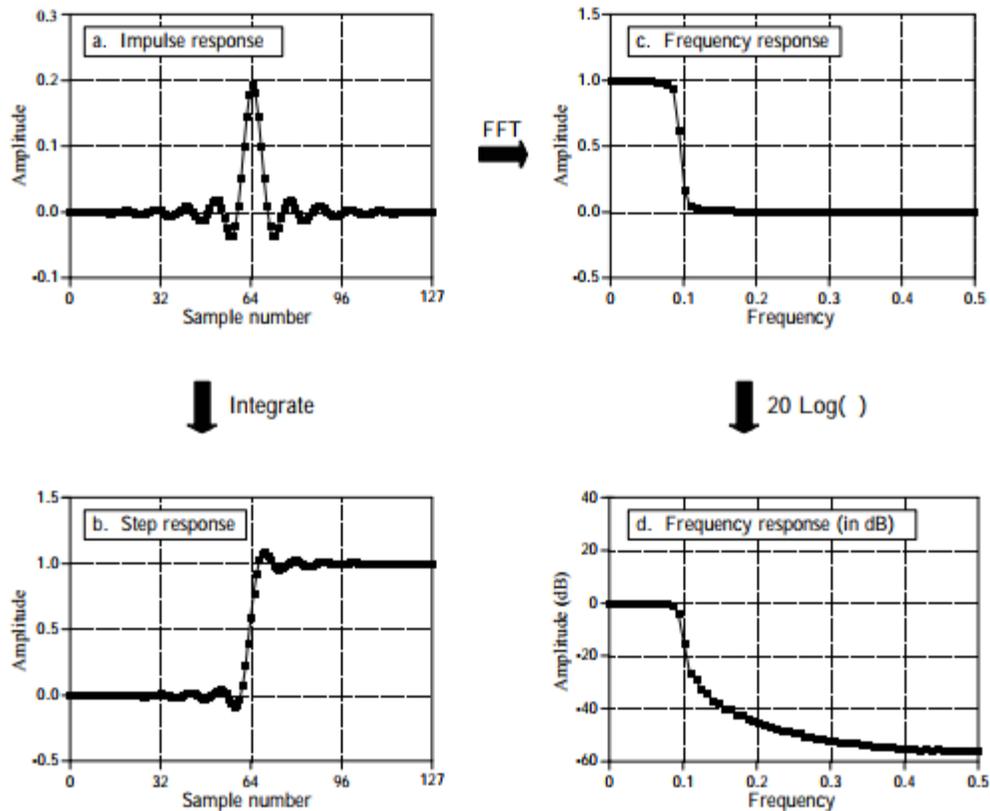


Ilustración 12. Respuestas a los filtros

(Fuente: Smith S. W., 1999)

Una de las formas en que se implementa un filtro es mediante la convolución de la señal de entrada y la respuesta al impulso del filtro diseñado. Otra de las formas es llamada recursión; los filtros recursivos como su nombre lo indica utilizan la salida como un parámetro de entrada mediante retroalimentación, y se definen mediante coeficientes de recursión. Las respuestas al impulso de este tipo de filtros están compuestas de funciones sinusoidales que decaen exponencialmente en amplitud, lo cual hace que esa respuesta al impulso sea infinitamente larga. Es por esta característica, que los filtros recursivos son llamados filtros de respuesta infinita al impulso (IIR de sus siglas en inglés Infinite Impulse

Response) y los aplicados mediante convolución son llamados filtros de respuesta finita al impulso (FIR de sus siglas en inglés Finite Impulse Response) (Smith S. W., 1999)

La representación de la información en las señales, puede ser descrita desde el dominio del tiempo o desde el dominio de la frecuencia; el dominio del tiempo describe cuándo ocurre un evento y la amplitud de ocurrencia del mismo, para el trabajo desarrollado las características en tiempo son la amplitud y la latencia de las ondas; el dominio de la frecuencia es un poco más indirecto, pero describe la periodicidad de los eventos, en Hz o en ciclos por segundo, para este trabajo, el ritmo Mu en electroencefalografía, se encuentra en un rango entre 9 y 13 Hz.

Los filtros por utilizar en el transcurso de esta tesis se basan principalmente en el dominio de la frecuencia. Los tipos de filtros en este dominio pueden ser filtros pasabajas, filtros pasaaltas, filtros pasabandas o filtros rechaza-banda (Abel & Smith, 2006).

Los filtros pasabajas Ilustración 13a, son aquellos que permiten pasar las frecuencias que se encuentran entre 0 Hz y el valor de frecuencia determinado que lleva por nombre frecuencia de corte. Es importante aclarar, que siempre para este tipo de filtros (en frecuencia) se deben dar 2 valores de frecuencia de corte, para que haya espacio para una banda de transición entre las zonas de “paso” y de “no paso”.

Los filtros pasaaltas Ilustración 13b, son lo contrario de los filtros pasabajas, debido a que permiten el paso de las frecuencias mayores a la frecuencia de corte, hasta el mayor valor de frecuencias medidas.

Los filtros pasabandas Ilustración 13c, permiten el paso de las frecuencias que se encuentran en un rango dado. Tanto en este filtro como en el filtro rechazabandas, se tiene la característica “equirriple”, la cual al activarse permite una transición de ondas igual tanto en la banda de paso como en la banda de corte.

Y finalmente, los filtros rechazabandas Ilustración 13d, que representan el filtro contrario de los pasabandas, es decir, que solo dejan pasar las frecuencias que se encuentran por debajo y por encima del rango determinado

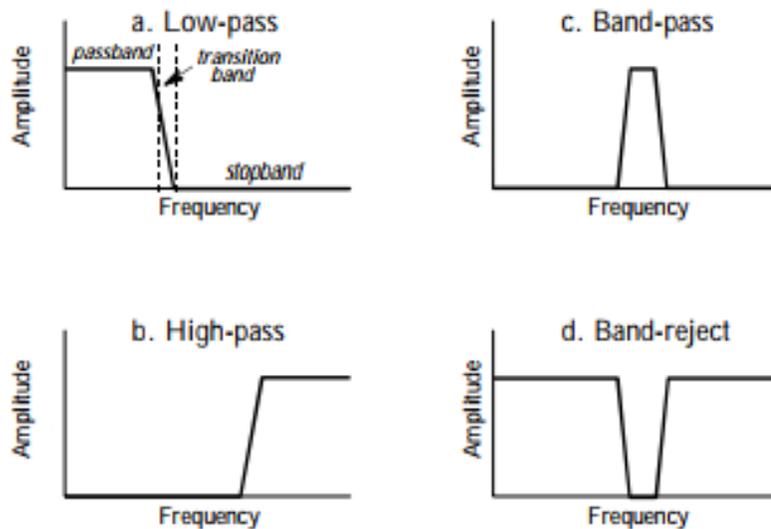


Ilustración 13. Tipos de filtros

(Fuente: Smith S. W., 1999)

El diseño de los filtros se realizó mediante la herramienta de Matlab *sptools*. Para el filtro de las señales electroencefalográficas, se debe definir el rango de frecuencias que se trabaja; como se mencionó anteriormente, las bandas de frecuencias asociadas a movimiento son las alfa y beta, las cuales se encuentran entre 8-14 Hz y 14-30Hz

respectivamente, es por esto que se decide utilizar un filtro FIR pasabandas equiripple, entre las frecuencias de 8 y 30 Hz, y con una frecuencia de muestreo del electroencefalógrafo de 250 Hz (ver Ilustración 14). Se decide utilizar filtros de respuesta finita FIR debido a que presentan una mejor respuesta de fase lineal con respecto a los IIR.

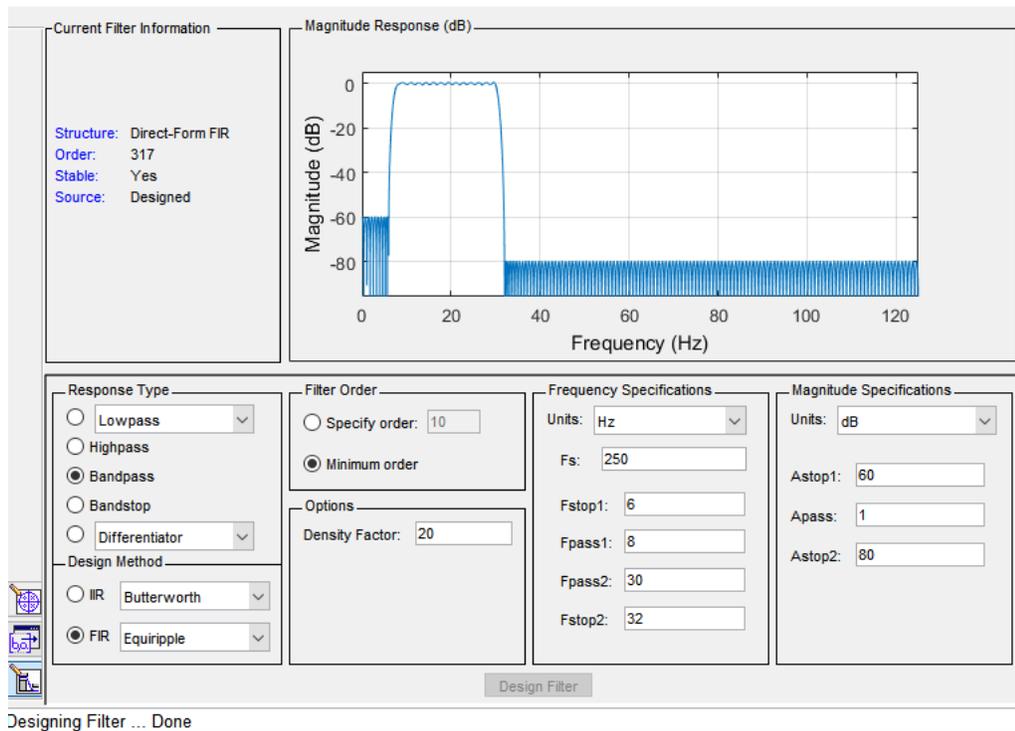


Ilustración 14. Filtro pasabandas EEG

(Fuente: Autor)

Para las señales electromiográficas, se hace uso de un filtro FIR pasabandas equiripple, entre las frecuencias de 100 y 150 Hz, y con una frecuencia de muestreo del electrofisiógrafo de 32000 Hz (ver Ilustración 15)

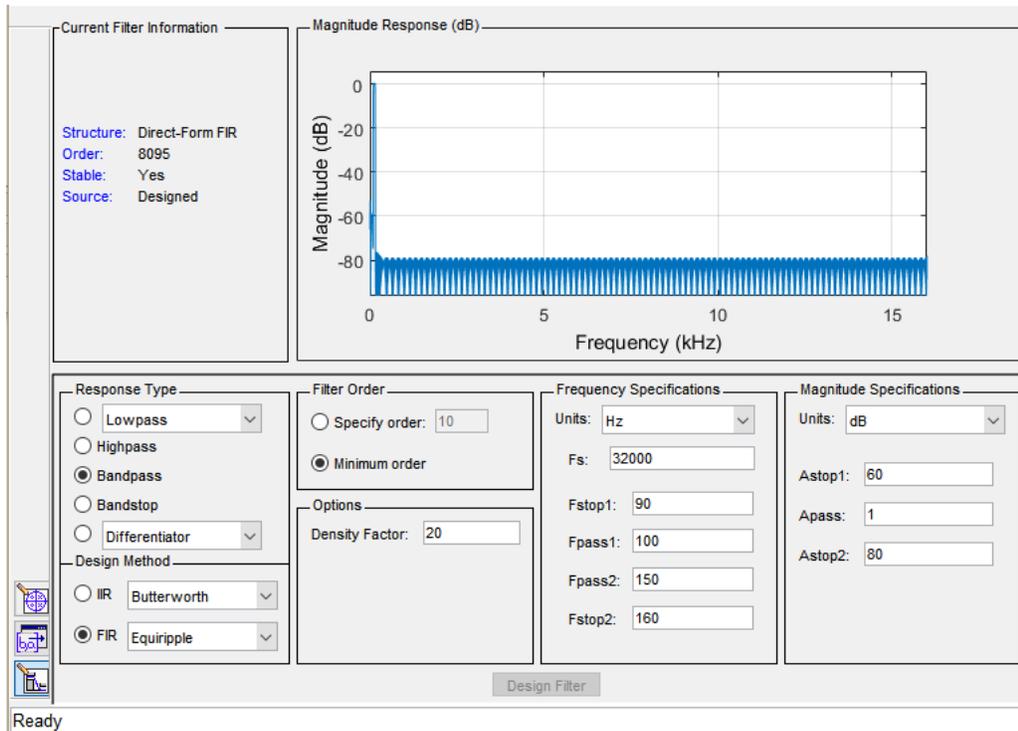


Ilustración 15. Filtro pasabandas EMG

(Fuente: Autor)

Para las actividades que involucran movimiento, se requiere el ingreso de los datos de electromiografía y de electroencefalografía obtenidos en la fase de adquisición

// Leer archivos eeg y emg

For i = 1 : número de repeticiones

Emg(i) = leer_archivo_wav

Fsemg = 32000 %Frecuencia de muestreo EMG

Eeg(i) = leer_archivo_edf

Fseeg = 250 % Frecuencia de muestreo EEG

Fin

Posteriormente, se procede a buscar los picos en el EMG, con el fin de ubicar la latencia de los movimientos que ha realizado el sujeto.

```
// Picos de sincronización  
p1 = Buscar pico 200ms de inicio de estímulo en canal entrada de emg a eeg  
p2 = Buscar pico 100ms de final de estímulo en canal entrada de emg a eeg  
Señaleeg = Eeg(p1:p2)
```

```
// Filtros señales  
Señaleeg_filt = filtro(Señaleeg, pasabandas, 8Hz, 30Hz)  
Señalemg_filt = filtro(Señalemg, pasabandas, 100Hz, 150Hz)
```

Una vez realizado este proceso, se tendrán las señales listas para proceder a la extracción de los Potenciales Relacionados a Eventos Motores a través de la sincronización

Sincronización

Una vez filtradas las señales es posible realizar la sincronización mediante la búsqueda de estas latencias en la señal EEG para generar una matriz de datos que tomarán un segundo antes y un segundo después del movimiento (ver Ilustración 16).

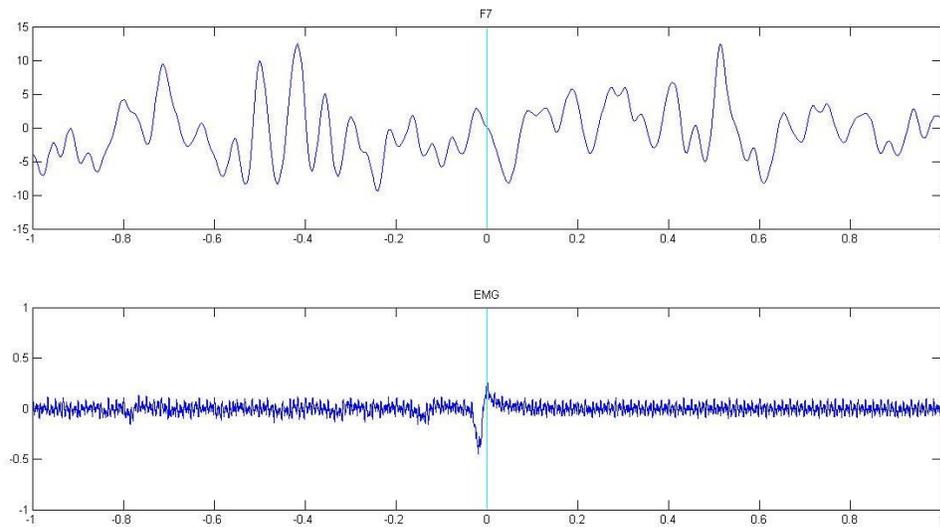


Ilustración 16. Sincronización de señales EEG y EMG

(Fuente: Autor)

// Canal de EEG a trabajar

Canal = ingresar canal a trabajar

// Búsqueda de movimientos

P = Buscar picos en Señalemg_filt

// Segmentación

For i = 1: número de picos P

If ((p(i)- Fseeg existe) && (p(i)+ Fseeg existe))

ERP_eeg(i,canal) = Señaleeg_filt(p(i)-fseeg: p(i)+fseeg)

ERP_emg(i) = Señalemg_filt(p(i)-fsemg: p(i)+fsemg)

Fin

Fin

Este proceso se realiza para las 3 repeticiones de cada actividad, con el objetivo de promediar todos los movimientos que la persona realizó, y extraer así el potencial relacionado a evento motor (PRE-m):

// Promedio – extracción de ERP-m

$ERP_eeg_fin (canal) = promedio(ERP_eeg)$

$ERP_emg_fin (canal) = promedio(ERP_emg)$

Permitiendo así la caracterización de cada uno de los componentes en conjunto.

-
- Abel, J., & Smith, J. O. (2006). Robust design of very high-order allpass dispersion filters. *Proceedings of the Conference on Digital Audio Effects*. Montreal, Canadá.
- Martinez Bencardino, C. (2012). *Estadística y muestreo* (Décimo tercera ed.). Bogotá, Cundinamarca, Colombia: ECOE.
- Segura Giraldo, B., & Rosales Rivera, A. (2009). *Espectroscopía óptica de fluorescencia aplicada al soporte de diagnóstico médico de precánceres de tejidos de cuello uterino*. Universidad Nacional de Colombia - Sede Manizales. Manizales: Unal. Obtenido de <http://www.bdigital.unal.edu.co/3319/>
- Siuly, S., & Lib, Y. (Abril de 2015). Designing a robust feature extraction method based on optimum allocation and principal component analysis for epileptic EEG signal classification. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 119(1), 29-42.
- Smith, J. O. (2008). *Introduction to Digital Filters: with Audio Applications*. Stanford, California: BookSurge Publishing.
- Smith, S. W. (1999). *The scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing* (Segunda ed.). San Diego, California: California Technical Publishing.

FASE 2: AJUSTE

La segunda fase propuesta dentro del desarrollo de la herramienta computacional es el correspondiente al ajuste de las curvas de las señales, lo cual permite acceder a toda la información relevante de las mismas.

Debido al carácter sinusoidal de las señales, se utilizará el modelo estadístico de distribución normal, modelo que permite la descripción de variables de interés general a nivel estadístico y cuyas propiedades han permitido el desarrollo de numerosas técnicas de inferencia estadística.

Una distribución normal de media μ y desviación típica σ se designa por $N(\mu, \sigma)$ (Martinez Bencardino, 2012). Su gráfica es la campana de Gauss presentada en la Ilustración 17:

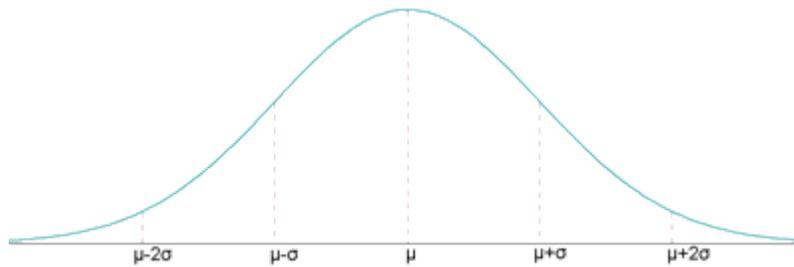


Ilustración 17. Distribución estadística normal

(Fuente: Autor)

El área del recinto determinado por la función y el eje de abscisas es igual a la unidad. Al ser simétrica respecto al eje que pasa por $x = \mu$, deja un área igual a 0.5 a la izquierda y otra igual a 0.5 a la derecha. La probabilidad equivale al área encerrada bajo la curva.

Su función de densidad viene dada por la ecuación 1:

$$f(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}} \quad (1)$$

Donde σ es la desviación estándar, σ^2 es la varianza, x y y son los valores en los ejes horizontal y vertical respectivamente y μ es la media aritmética.

Con el fin de utilizar este tipo de función gaussiana para la representación de las señales electrofisiológicas (Segura Giraldo & Rosales Rivera, 2009), se tendrá la función representada en la ecuación 2:

$$f(x) = t + ae^{-k\left(\frac{x-b}{c}\right)^2} \quad (2)$$

En la cual a es la altura de la onda, b representa la latencia, c es el ancho medio a la altura media y t es el desplazamiento en el eje y del inicio de la onda, tal como se presenta en la Ilustración 18.

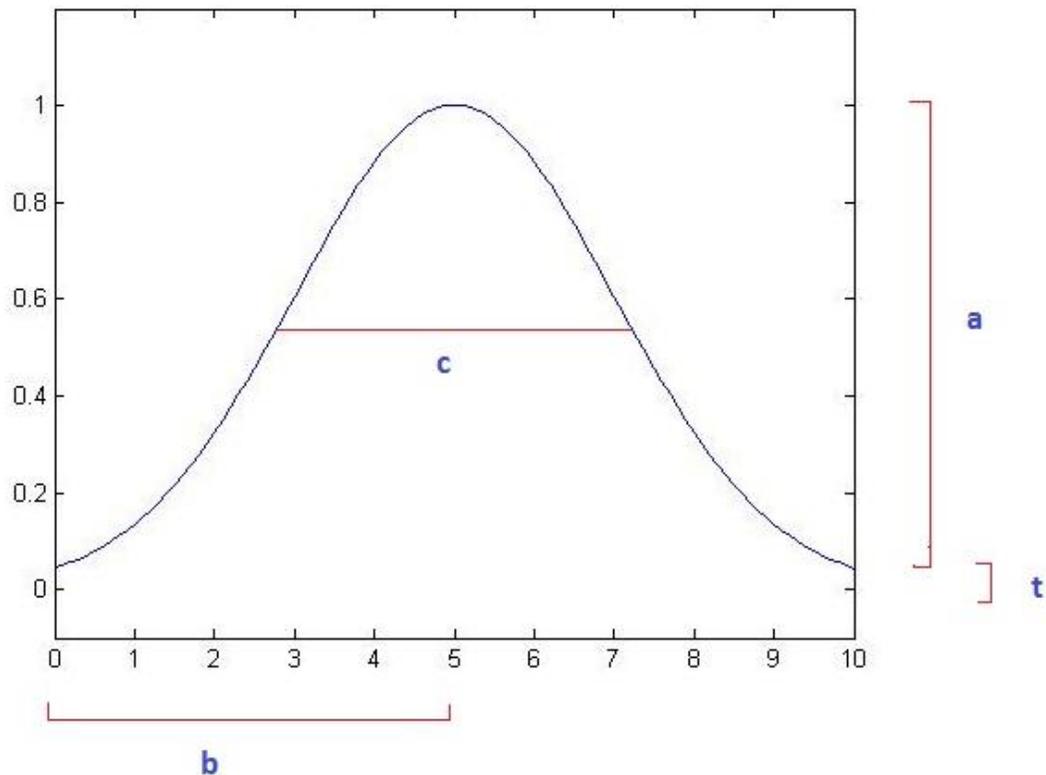


Ilustración 18. Representación de las características en una función gaussiana

(Fuente: Autor)

Estos 4 parámetros serán las características principales de cada una de las ondas que determinan la respuesta cerebral ante un movimiento voluntario, es decir, a partir de la reconstrucción de las ondas mediante gaussianas, es posible acceder a la amplitud de esta mediante el parámetro a, a la latencia mediante el parámetro b, al ancho medio a la altura media (FWHM) mediante el parámetro c y a la línea base mediante el parámetro t.

Y es propiamente mediante esta descripción de características que se conoce la información de cada onda de forma individual, pero adicionalmente, se tiene acceso a la información de toda la señal al realizar la sumatoria de cada una de ellas, lo cual permite asegurar que la “ecuación de la señal” estará dada por la ecuación 3:

$$f(x) = t + \sum_{i=0}^n a(i)e^{-k\left(\frac{x-b(i)}{c(i)}\right)^2} \quad (3)$$

La cual permite realizar la reconstrucción de las señales para la caracterización, tal como se muestra en la Ilustración 19

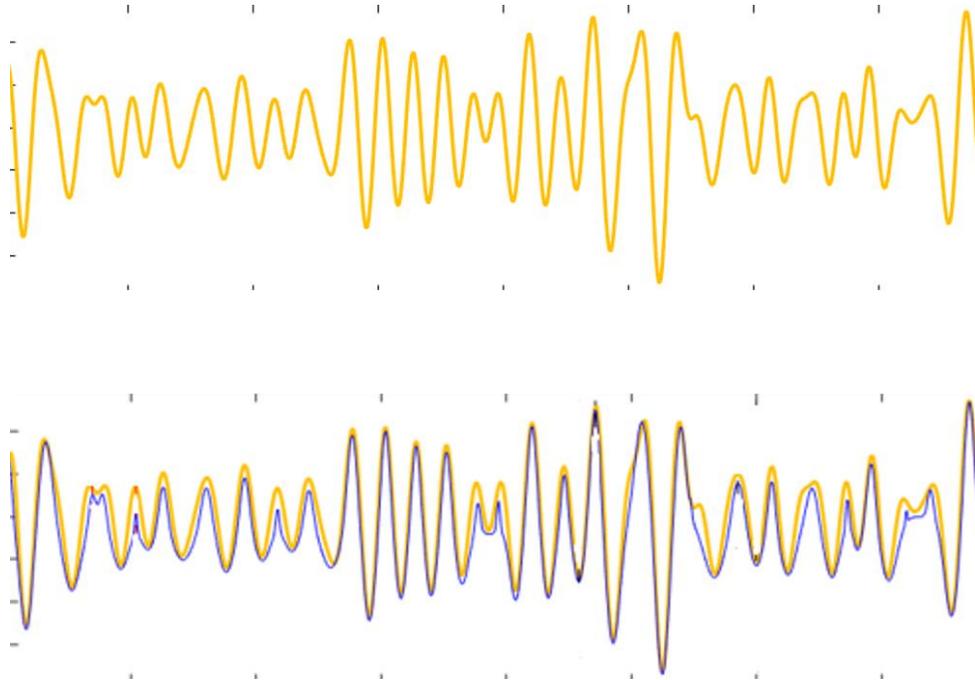


Ilustración 19. Reconstrucción señal a través de gaussianas

(Fuente: Autor)

Cada uno de estos valores alimenta la matriz de características que se utilizan para el análisis estadístico de las señales, además de servir como entrada al modelo matemático.

Martinez Bencardino, C. (2012). *Estadística y muestreo* (Décimo tercera ed.). Bogotá, Cundinamarca, Colombia: ECOE.

Segura Giraldo, B., & Rosales Rivera, A. (2009). *Espectroscopía óptica de fluorescencia aplicada al soporte de diagnóstico médico de precánceres de tejidos de cuello uterino*. Universidad Nacional de Colombia - Sede Manizales. Manizales: Unal. Obtenido de <http://www.bdigital.unal.edu.co/3319/>

FASE 3: MODELAMIENTO

Con el fin de obtener una mayor cantidad de datos para la caracterización de las señales abordadas en esta tesis, se presenta un modelamiento matemático de éstas mediante un enfoque bioelectromagnético que involucra modelos establecidos para cargas eléctricas y potencial eléctrico de membrana.

Inicialmente, es necesario recordar que el potencial electrostático (ϕ) está dado por un campo eléctrico (E) y una longitud de arco (dl) (Ecuación 4) (Malmivuo & Plonsey, 1995)

$$d\phi = E \cdot dl \quad (4)$$

Y por definición, el campo eléctrico producido por una carga puntual q^* , a una distancia r de la carga, está dado por: $E = \frac{kq^*}{r^2}$, donde k es la constante de permisividad eléctrica, entonces se tiene que:

$$d\phi = \frac{kq^*dl}{r^2} \quad (5)$$

Y al realizar la integral se tendrán entonces el valor de potencial definido en la ecuación 6.

$$\phi = \int d\phi = \int \frac{kq^*}{r^2} dl = \frac{kq^*}{r^2} r = \frac{kq^*}{r} \quad (6)$$

Igualmente, se sabe que la constante de permisividad eléctrica es equivalente a $\frac{1}{4\pi\epsilon_0}$, donde ϵ_0 corresponde a la constante electrostática ($8,85 \times 10^{-12} \text{ C}^2/\text{Nm}^2$), es decir, que el valor final de potencial está dado por la ecuación 7

$$\phi = \frac{\frac{1}{4\pi\epsilon_0}q^*}{r} = \frac{q^*}{4\pi\epsilon_0 r} \quad (7)$$

Este potencial se toma como el generado entre dos electrodos, de forma que corresponde a los valores de amplitud de cada una de las señales, y debido a que es directamente proporcional a la carga, es posible afirmar que, a mayor potencial, mayor valor de carga.

Malmivuo, J., & Plonsey, R. (1995). *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Oxford University Press.

FASE 4: SIMULACIÓN

Una vez extraídos y filtrados los Potenciales Relacionados a Eventos, se procede a una reconstrucción completa del potencial, evaluando uno a uno los picos positivos y negativos, mediante la función de campanas gaussianas, es decir, obtener una matriz de valores de latencia, amplitud y ancho medio a la altura media por cada uno de los picos encontrados en la señal original.

Cada uno de estos valores de amplitud tomados de la reconstrucción de señales originales, permite la utilización del modelo del modelo (Ecuación 7), a través de las cargas involucradas. Con el fin de desarrollar esta simulación, es necesario organizar el ingreso de las entradas del modelo.

// Ingreso modelo

Entrada = [latencias amplitudes]

For i = 1:número de canales

Ventaneo de 50 ms

Búsqueda de picos en ventana

Picos_final(i) = promedio picos en ventana

end

Si se toma entonces el ángulo sólido formado por el electrodo de electroencefalografía y el área formada por el cerebro, que por motivos prácticos se tomará como una esfera, entonces se tiene que el área tomada es perpendicular al ángulo sólido.

Para el modelo basado en las cargas presentes en cada potencial, se crea inicialmente una base de datos de las cargas mediante el despeje de la ecuación 7.

$$q^* = \phi r 4\pi \epsilon_0 \quad (8)$$

Para lo cual se crea nuevamente una matriz con los datos obtenidos, la cual almacenará los valores de las cargas dadas por la ecuación 8.

// Hallar cargas

$$q = a * 4 * \pi * r * E_0$$

De cada uno de los picos representativos en cada canal electroencefalográfico y posteriormente se busca cuántos de esos picos son comunes para todas las señales del canal, creando así la función $q^*(t)$, que permite generar el modelo mediante gaussianas.

De forma análoga a esta ecuación, se tiene que el potencial que representa la amplitud de la onda en la reconstrucción gaussiana está dada por:

$$a = \phi = \frac{q^*}{4\pi \epsilon_0 r} \quad (9)$$

Es de esta forma, que el modelo desarrollado se puede representar mediante la ecuación 10

$$\phi(x) = t + \sum_{i=0}^n \frac{q(i)^*}{4\pi \epsilon_0 r} e^{-k \left(\frac{x-l(i)}{c(i)} \right)^2} \quad (10)$$

En donde ϕ es el potencial de la señal en un tiempo x , i es cada uno de los picos positivos y negativos comunes en todas las señales del canal, $q(i)^*$ es la carga puntual de esos picos comunes, $l(i)$ es la latencia, $c(i)$ el ancho medio a la altura media, ϵ_0 es la constante de permitividad eléctrica, r es el radio de la esfera (cabeza) y k es el orden de la gaussiana.

// Simulación

Elección de canal a trabajar

Aplicación ecuación 10

Gráfica señal simulada

Y de forma que el usuario pueda visualizar el ángulo sólido trabajado, se realiza la gráfica de éste, a través de las ecuaciones en 3D de la esfera y del cono, teniendo en cuenta las coordenadas en x, y y z del canal elegido.

// Gráfica ángulo sólido

Esfera = raíz($r^2 - x^2 - y^2$) // La esfera tendrá un radio de 20 cm

Cono1 = raíz($x^2 - z^2$)

Cono2 = raíz($x^2 - z^2$)

Switch(canal)

Coordenadas en X, Y y Z dadas por posicionamiento del canal

end

Graficar

Adicionalmente, con el fin de permitir la interacción del usuario con la interfaz, se hace una analogía entre cada uno de los procesos motores que indican las ondas, con el nivel de concentración que el sujeto simulado tiene en la actividad. Por ejemplo, bien se sabe que la organización de la secuencia motora está dada por la onda PMP, es decir, que las neuronas involucradas en este proceso serán más cuando el cerebro se concentre un poco más en esta actividad, hecho que se verá reflejado en un aumento en la carga, conllevando al aumento en la amplitud de ésta. Cabe aclarar que la desviación estándar está jugando un papel importante en la simulación, debido a que da un rango de valores entre los cuales se puede presentar cada onda y con qué tipo de amplitud, permitiendo que se tenga información más parecida a una señal real.

FASE 5: EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS

Una vez obtenidos los valores tanto de simulación como de ajuste, es posible a través de las señales reconstruidas en ambos casos, realizar una búsqueda automática de las ondas evaluadas en potenciales motores, a través de sus valores tanto en latencia como en amplitud. De igual manera, con el fin de realizar la extracción de características de Potenciales Relacionados a Eventos, es necesario tener en cuenta las señales de los procesos que involucran movimiento, o de solo imaginación.

Mover

Una vez elegido el canal que se pretende evaluar, se realiza la reconstrucción de la señal mediante el modelo presentado anteriormente, y a través de éste, realizar una búsqueda automática de las ondas evaluadas en potenciales motores, y sus valores tanto en latencia como en amplitud.

// Reconstrucción de la señal

[amplitud, latencia, ancho] = Buscar picos positivos y negativos de ERP_eeg_fin

A = amplitud;

B = latencia;

C = ancho medio a la altura media

$$F(t_{eeg}) = \Phi(x) = t + \sum_{i=0}^n a(i)e^{-k\left(\frac{x-l(i)}{c(i)}\right)^2}$$

// Búsqueda picos movimiento

NS = Pico negativo 100+- 50ms antes del movimiento, amplitud mayor a 2

PMP = Pico positivo 80+- 50 ms antes del movimiento, amplitud mayor a 2

P100 = Pico positivo 100+- 50 ms antes del movimiento, amplitud mayor a 2

N100 = Pico negativo 100+- 50 ms antes del movimiento, amplitud mayor a 2, posterior a P100

DRE = Disminución en la amplitud media de la señal en un 60% en al menos 3 picos seguidos

Imaginar

El proceso para imaginar inicia de igual manera con la inclusión de las señales, con la única diferencia que para éste se tendrán solo registros EEG, debido a que no existe movimiento.

// Leer archivo eeg

For i=1:numero de repeticiones

Eeg(i) = leer_archivo_edf

Fseeg = 250 % Frecuencia de muestreo EEG

Fin

Y es debido al hecho de que solo hay una técnica de medición, que se realiza un proceso adicional para la “*búsqueda de movimientos*”, que en este caso suceden dentro de la mente del sujeto. Como se mencionó anteriormente, las frecuencias en las que se encuentra el ritmo de la unidad motora o ritmo Mu, se encuentra principalmente entre los 8 y los 13 Hz, es por esto que al analizar los espectros tiempo frecuencia de estas señales (Ilustración 20), se puede evidenciar en que instantes específicos de tiempo existe una mayor concentración en la frecuencia Mu

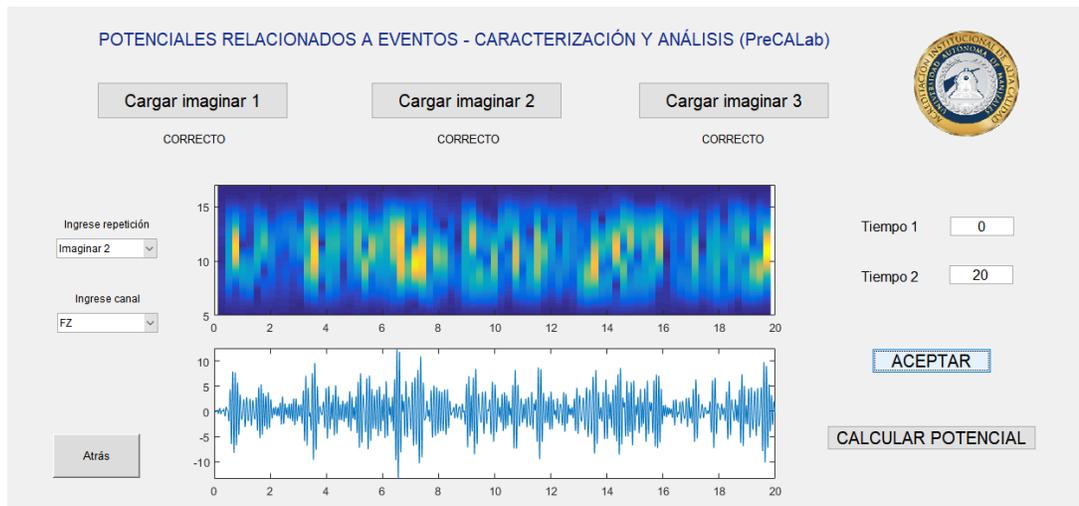


Ilustración 20. Espectro tiempo - frecuencia señal

(Fuente: Autor)

Para la obtención del potencial relacionado a eventos motores, se realiza la búsqueda de las mayores concentraciones de este ritmo, es decir, donde puede evidenciarse una predominancia del color naranja en la gráfica. Cada uno de estos picos se toman como base para realizar la segmentación de un segundo antes y un segundo después de este pico; y posteriormente, realizando el promedio de estos segmentos.

// Espectro tiempo - frecuencia

[Frecuencia, Tiempo, Amplitud] = espectrotiempo_frecuencia(Eeg(i))

// Búsqueda de movimientos

P = Buscar picos en Amplitud

// Segmentación

For i = 1: número de picos P

If ((p(i)- Fseeg existe) && (p(i)+ Fseeg existe))

ERP_eeg(i, canal) = Señaleeg_filt(p(i)-fseeg: p(i)+fseeg)

Fin

Fin

Y de similar forma, se realiza el promedio del PRE en imaginación, para proceder a la reconstrucción y búsqueda de picos característicos, que para este caso serán solo los presentes antes del movimiento.

// Promedio – extracción de ERP-m

ERP_eeg_fin (canal) = promedio(ERP_eeg)

ERP_emg_fin (canal) = promedio(ERP_emg)

// Reconstrucción de la señal

[amplitud, latencia, ancho] = Buscar picos positivos y negativos de ERP_eeg_fin

A = amplitud;

B = latencia;

C = ancho medio a la altura media

$$F(t_{eeg}) = t + \sum_{i=0}^n a(i)e^{-k\left(\frac{x-l(i)}{c(i)}\right)^2}$$

// Búsqueda picos movimiento

NS = Pico negativo 100+- 50ms antes del movimiento, amplitud mayor a 2

PMP = Pico positivo 80+- 50 ms antes del movimiento, amplitud mayor a 2

DRE = Disminución en la amplitud media de la señal en un 60% en al menos 3 picos seguidos

De esta forma, se tendrá una matriz de características que involucra los valores de latencia, amplitud y carga por cada uno de los canales, tal como se presenta en la Tabla 3

Tabla 3. Matriz de características

CANAL		
MOVER	IMAGINAR – MOVER	IMAGINAR
Latencia NS	Latencia NS	Latencia NS
Amplitud NS	Amplitud NS	Amplitud NS
Latencia PMP	Latencia PMP	Latencia PMP
Amplitud PMP	Amplitud PMP	Amplitud PMP
Latencia N100	Latencia N100	Inicio DRE
Amplitud N100	Amplitud N100	Final DRE
Latencia P100	Latencia P100	Carga NS
Amplitud P100	Amplitud P100	Carga PMP
Inicio DRE	Inicio DRE	
Final DRE	Final DRE	
Carga NS	Carga NS	
Carga PMP	Carga PMP	
Carga N100	Carga N100	
Carga P100	Carga P100	

FASE 6: EVALUACIÓN DE LA HERRAMIENTA COMPUTACIONAL

Finalmente, para realizar la evaluación de la herramienta computacional, se propone una prueba piloto en una población de adultos mayores de 60 años sin Deterioro Cognitivo, a través de la selección de una muestra intencional de 9 adultos mayores que cumplan con los siguientes criterios:

Criterios de inclusión: sujetos de investigación sin presencia de alteraciones relacionadas a patologías neurológicas, ni sensoriales, con asentimiento y consentimiento informado.

Criterios de exclusión: Sujetos que presenten convulsiones, antecedentes de patología neurológica o psiquiátrica, que presenten alguna alteración de tipo motor en miembros superiores, presencia de dificultades visuales y auditivas sin corrección.

Los estímulos son presentados haciendo uso del software Presentation®, en una pantalla de 19 pulgadas que se ubica a un metro de distancia del sujeto que se encuentra sentado cómodamente.

En el momento en que llega el sujeto de investigación se le explica que la investigación en la cual va a participar es de riesgo mínimo, se le realiza la lectura del protocolo que indica paso a paso el procedimiento que se le realizará, además de los posibles riesgos que tiene en el mismo (Anexo 2), y si está de acuerdo con él, se procede a realizar la firma del consentimiento informado (Anexo 3)

Posteriormente, con el fin de conocer los datos de cada uno de los sujetos, se les realiza una encuesta (Tabla 4), con los siguientes campos: Nombre completo, género, edad y mano

dominante. Para reducir variables dentro del estudio realizado, se trabajó con sujetos diestros.

Tabla 4. Datos sujetos de investigación

Nombre	Género	Mano dominante	Edad
S1	Masculino	Diestro	66
S2	Femenino	Diestra	73
S3	Femenino	Diestra	63
S4	Masculino	Diestro	75
S5	Masculino	Diestro	62
S6	Femenino	Diestra	61
S7	Femenino	Diestra	94
S8	Femenino	Diestra	60
S9	Femenino	Diestra	72

Luego de finalizada la encuesta, se procede a realizar la disposición de los electrodos EEG y EMG en el sujeto de investigación, verificando que el sujeto haya seguido las instrucciones dadas para la prueba, como el lavado del cabello con jabón de coco, con el fin de reducir la resistencia que tiene el cuero cabelludo.

Para electroencefalografía, se realiza la disposición de electrodos en el sujeto, a través del Electroencefalógrafo CadWell, software Easy III 3.10, mediante 13 electrodos activos, F7, F8, F3, F4, T3, T4, C3, C4, P3, P4, Fz, Cz y Pz, dos referencias (A1 y A2) y una tierra (ver

Ilustración 21), los cuales fueron seleccionados debido a la ubicación de las áreas implicadas con el movimiento como se explicó anteriormente.

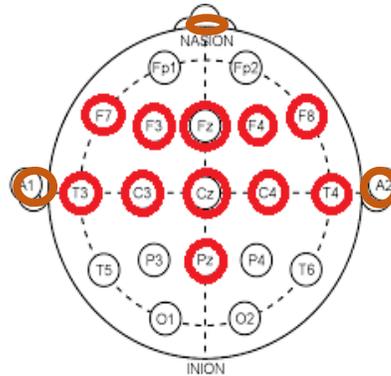


Ilustración 21. Disposición de electrodos en sujeto según sistema 10-20

(Fuente: Autor)

Para electromiografía, se utiliza un Electrofisiógrafo CadWell, Software Sierra Wave 6.0.33 y se hace uso de 3 electrodos, ubicados en el grupo de fibras musculares del bíceps braquial de la mano dominante, tal y como se observa en la Ilustración 22

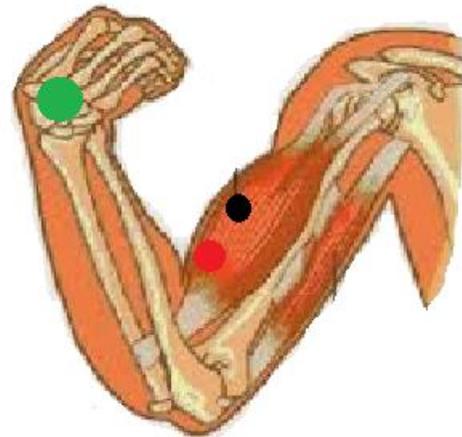


Ilustración 22. Ubicación de electrodos para EMG del bíceps braquial

(Fuente: <http://drvilchez.com>, 2017)

- Electrodo Tierra
- Electrodo Referencia
- Electrodo Activo

Se verifica que se esté registrando señal en ambos equipos pidiendo al sujeto que realice una vez el movimiento de flexión y extensión del codo.

Una vez verificadas las señales del sujeto, se inicia el proceso de explicación de la prueba, mediante un protocolo de entrenamiento, el cual inicia con la explicación de que el movimiento que debe realizar es la flexión y extensión del codo, mostrando cómo realizarlo (Ilustración 23), luego se espera a que el sujeto lo realice y se le indica que debe realizarlo de forma lenta

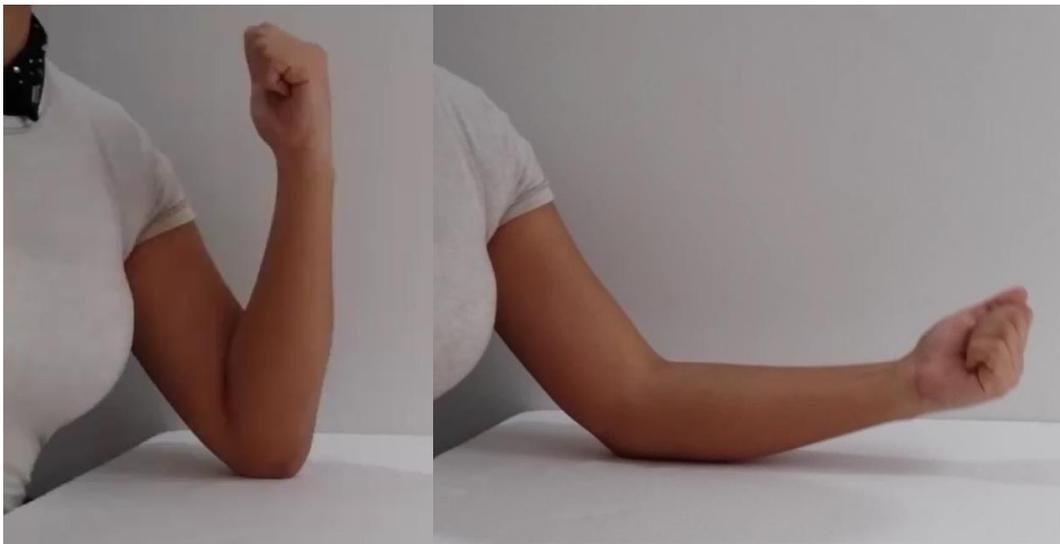


Ilustración 23. Movimiento de flexión extensión

(Fuente: Autor)

Luego, se le explica que en la prueba deberá realizar tres actividades, la primera es hacer el movimiento de flexión y extensión del codo, la otra es imaginar ese movimiento con los ojos cerrados, y la última es realizar ambas actividades al mismo tiempo también cerrando

los ojos. En ese momento se presenta el protocolo de entrenamiento en el televisor, primero se le indica cuál de las 3 actividades va a realizar, con un letrero que dice: mover, imaginar o imaginar mover, tal como se aprecia en la Ilustración 24



Ilustración 24. Presentación de actividad a sujeto de investigación

(Fuente: Autor)

Luego, se le presenta la palabra “inicio” acompañada con un sonido, y se le indica que en ese momento debe realizar la actividad que había aparecido; se le indica que debe hacerlo a su propio ritmo y finalmente, se le presenta la palabra “fin” acompañada de un sonido, y a partir de ahí, debe terminar de realizar la actividad (ver Ilustración 25).



Ilustración 25. Presentación de inicio y fin de actividad a sujeto de investigación

(Fuente: Autor)

Se le pregunta al sujeto si tiene alguna duda, y si el sujeto afirma que le quedó claro el procedimiento, se inicia la prueba de la siguiente manera (ver Ilustración 26):

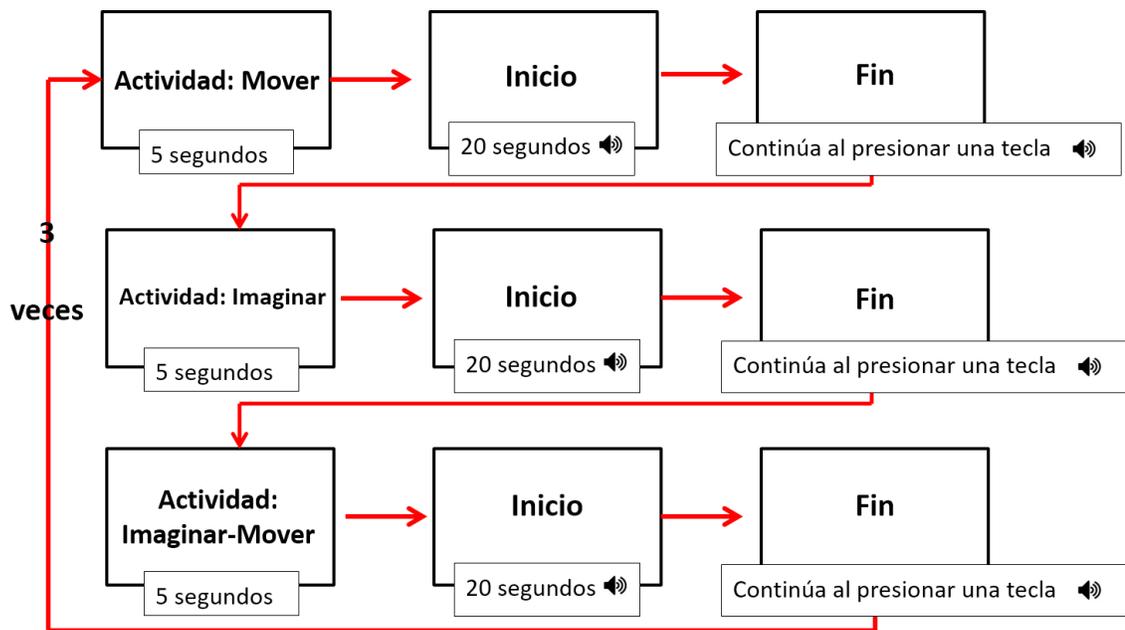


Ilustración 26. Diagrama protocolo

(Fuente: Autor)

Cuando el sujeto finaliza, se guardan los datos con los nombres del sujeto y si la actividad realizada fue mover, imaginar o imaginar mover. Por tanto, se tendrán 9 archivos *.edf, 3 por cada actividad, correspondientes al EEG y también 6 archivos *.wav, correspondientes al EMG (solo mover e imaginar – mover, ya que en imaginar no hay movimiento). E inmediatamente después de guardar los archivos, se realiza el filtrado de las señales.

Interfaz gráfica de usuario

El sistema se basa principalmente en 2 partes (ver Ilustración 27), una primera que permite interactuar con las señales obtenidas de los sujetos de investigación con el fin de realizar análisis y caracterización de estas, mediante 3 las tres actividades desarrolladas en los procesos motores, y una segunda parte que permite simular las señales a través de los potenciales de membrana y a través del análisis electromagnético de los electrodos

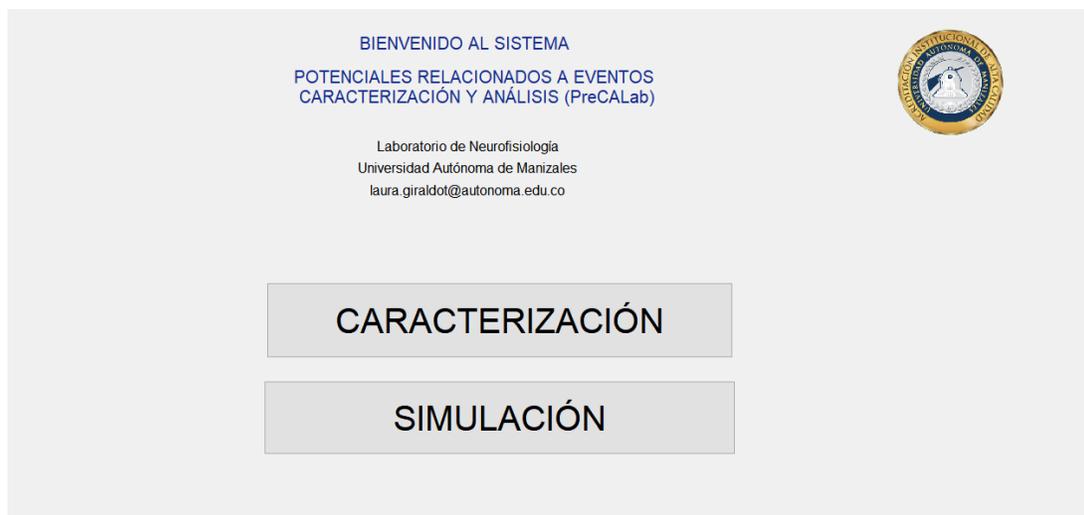


Ilustración 27. Pantalla de inicio

(Fuente: Autor)

Dentro de la fase de caracterización se puede seleccionar el tipo de protocolo a trabajar, mover, imaginar-mover e imaginar (Ilustración 28)

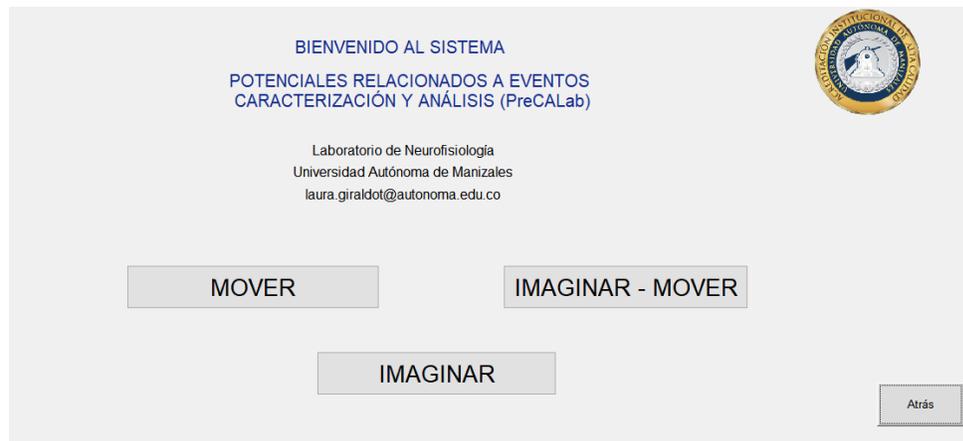


Ilustración 28. Pantalla de elección del tipo de estímulo

(Fuente: Autor)

Tanto para los protocolos de imaginar mover y de mover, se tendrá acceso a esta pantalla

(Ilustración 29):

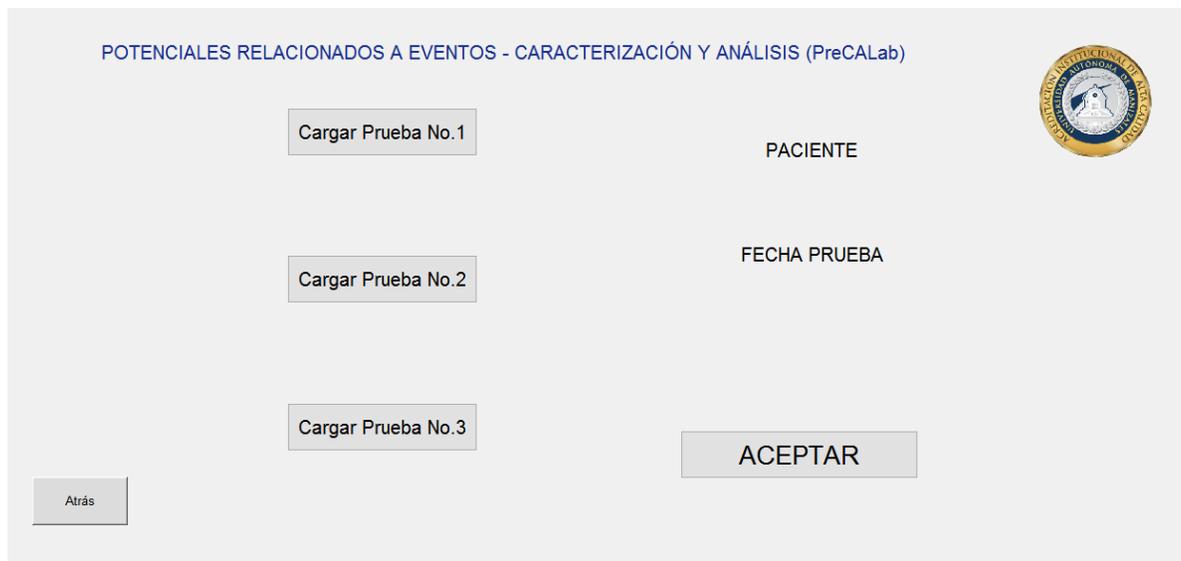


Ilustración 29. Pantalla para carga de señales

(Fuente: Autor)

Dentro de esta pantalla, se deberán cargar las pruebas realizadas. Al hacer clic en el botón “Cargar Prueba No. 1”, aparecerá una pantalla en la que se deberá seleccionar la primera repetición que se realizó para movimiento dependiendo del sujeto que se desea evaluar. Inicialmente se debe elegir el archivo de formato *.edf, el cual corresponde a la señal de electroencefalografía (Ilustración 30).

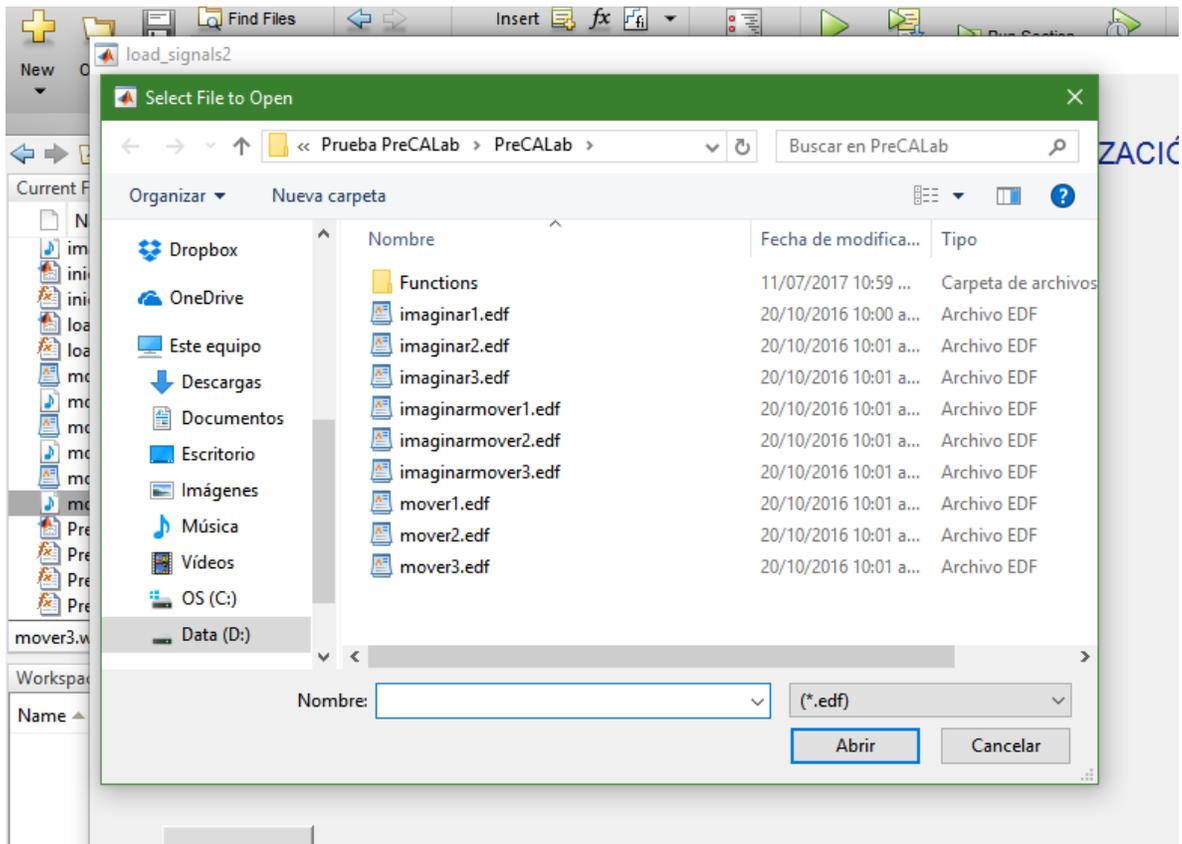


Ilustración 30. Elección de archivo edf correspondiente a EEG

(Fuente: Autor)

Luego, aparecerá nuevamente la pantalla, pero ahora deberá elegir el archivo *.wav correspondiente a la señal electromiográfica (Ilustración 31).

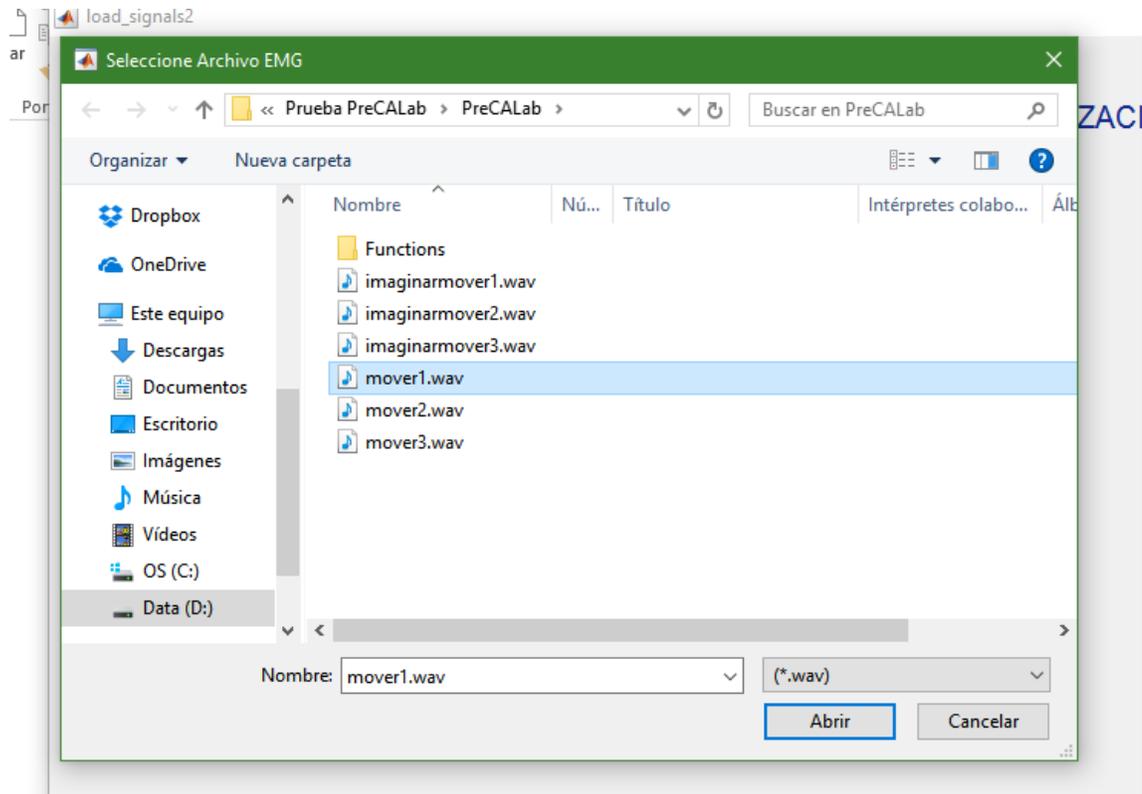


Ilustración 31. Elección de archivo wav correspondiente a EMG

(Fuente: Autor)

Si eligió correctamente las señales correspondientes a la prueba, deberá aparecer debajo del botón de cargar, un letrero que le indica que el procedimiento se realizó correctamente y adicionalmente, deberá aparecer el código del paciente evaluado y la fecha en que se realizó la prueba (Ilustración 32).

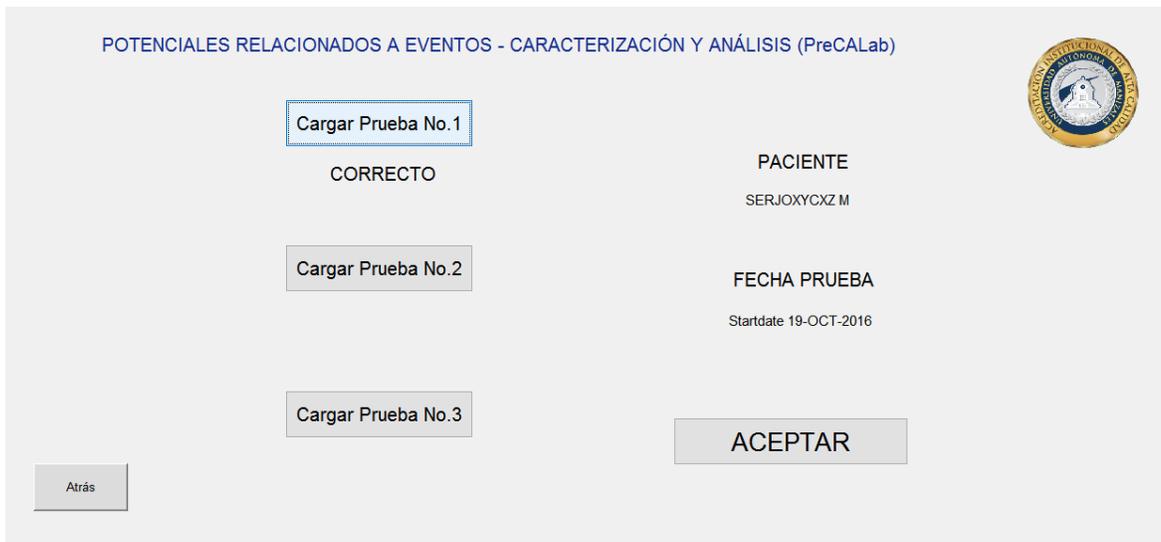


Ilustración 32. Verificación de carga correcta de los datos

(Fuente: Autor)

Se realiza el mismo procedimiento para las otras dos pruebas hasta que el programa confirma que el procedimiento de cargar las señales se realizó correctamente y se presiona el botón de aceptar (Ilustración 33)

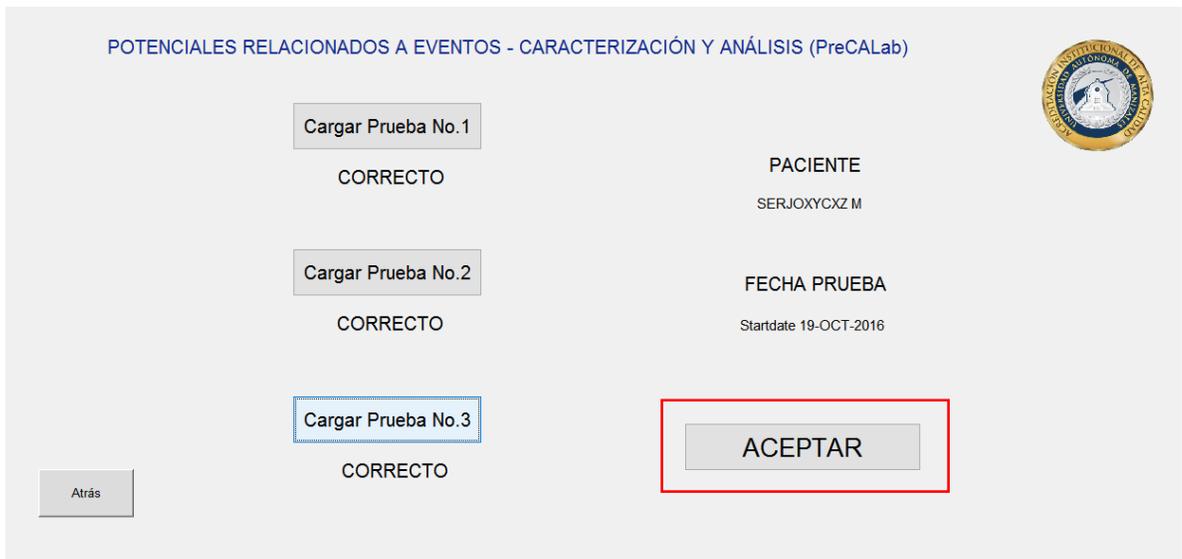


Ilustración 33. Inicio de procesamiento de la señal

(Fuente: Autor)

Este proceso puede tomar algunos minutos, dependiendo del tamaño de los datos a evaluar, y posteriormente debe aparecer una pantalla como la siguiente (Ilustración 34)

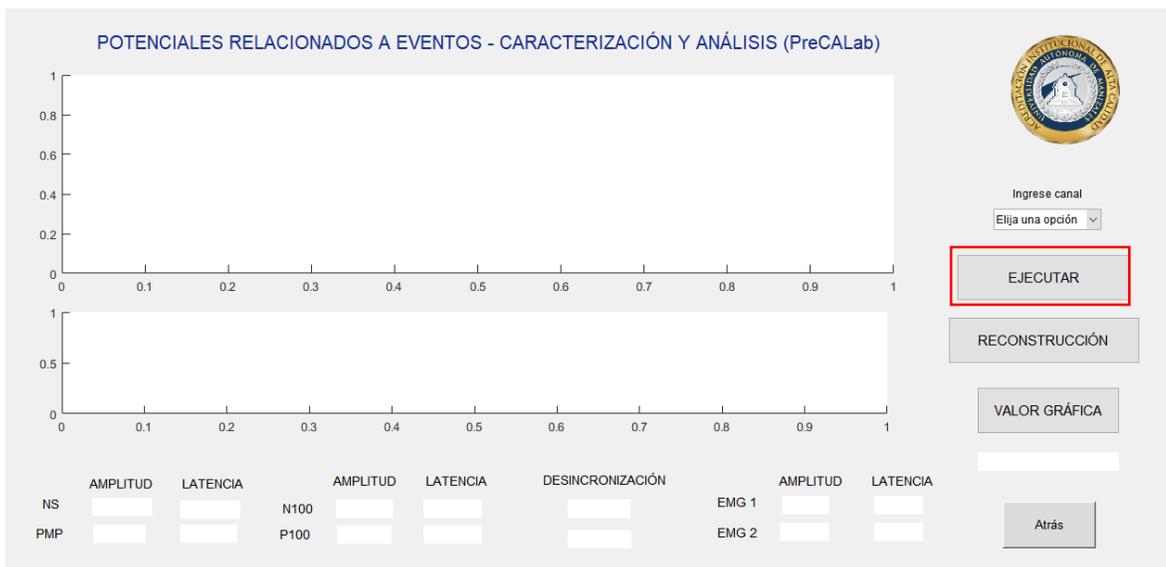


Ilustración 34. Visualización de potencial

(Fuente: Autor)

En esta pantalla, se deberá elegir inicialmente el canal de EEG que desea evaluar y dar clic en ejecutar, se graficarán los potenciales solicitados; para realizar la caracterización, se deberá dar clic en el botón de reconstrucción (Ilustración 35).

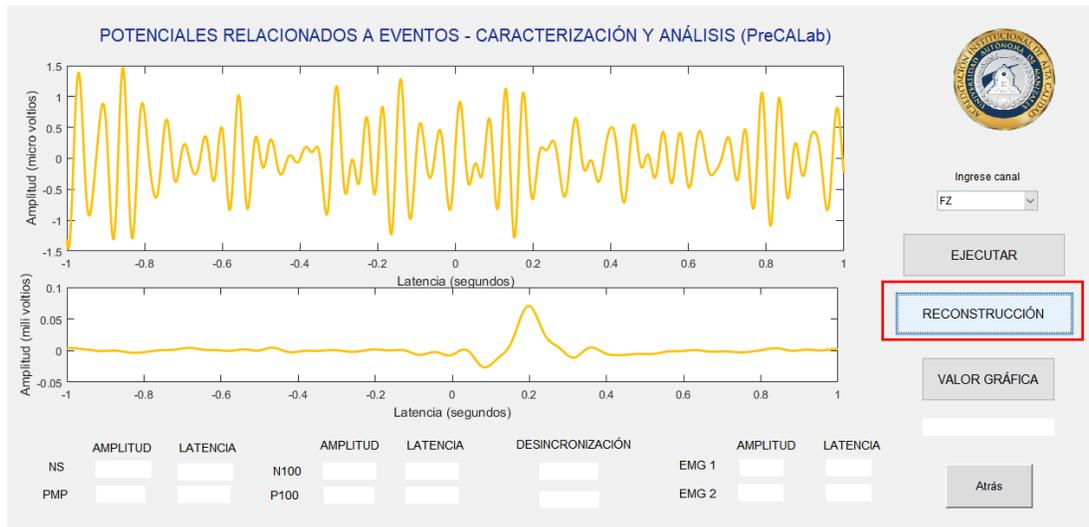


Ilustración 35. Potenciales EEG y EMG

(Fuente: Autor)

Automáticamente, el programa le dirá al usuario cuáles son las ondas evaluadas en potenciales motores, y sus valores tanto en latencia como en amplitud (Ilustración 36).

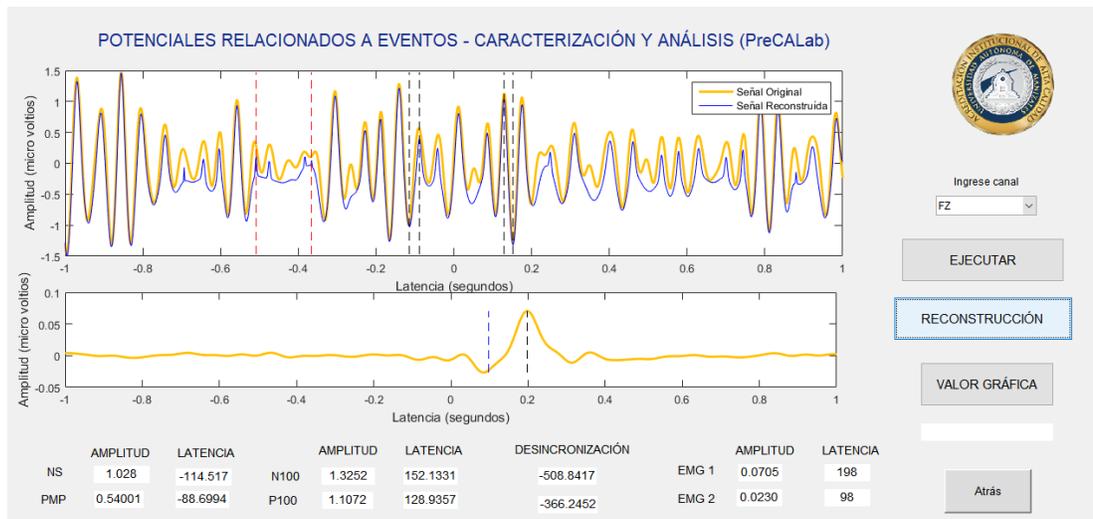


Ilustración 36. Reconstrucción y caracterización de estímulo

(Fuente: Autor)

Adicionalmente, si se desean conocer los valores de algún otro pico, se puede dar clic en el botón “Valor gráfica” y los valores de amplitud y latencia del pico seleccionado podrán ser vistos (Ilustración 37).

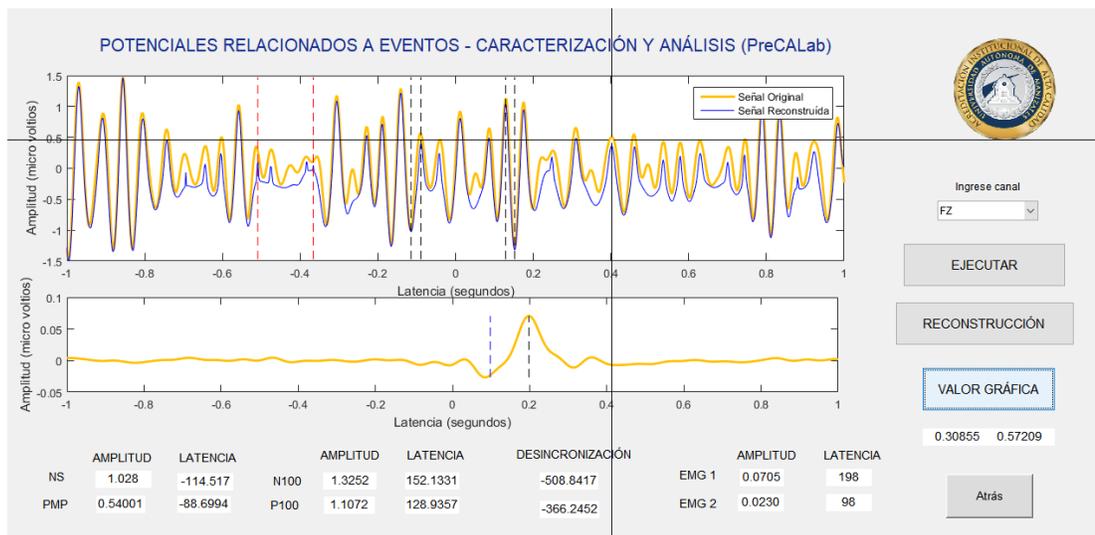


Ilustración 37. Marcación de valor en gráfica

(Fuente: Autor)

Para el protocolo “IMAGINAR – MOVER”, se realiza el mismo procedimiento que para MOVER, con la única diferencia de que los datos que se ingresan son los de la actividad conjunta (Ilustración 38).

Para el protocolo de IMAGINAR, se selecciona el protocolo de “IMAGINAR”

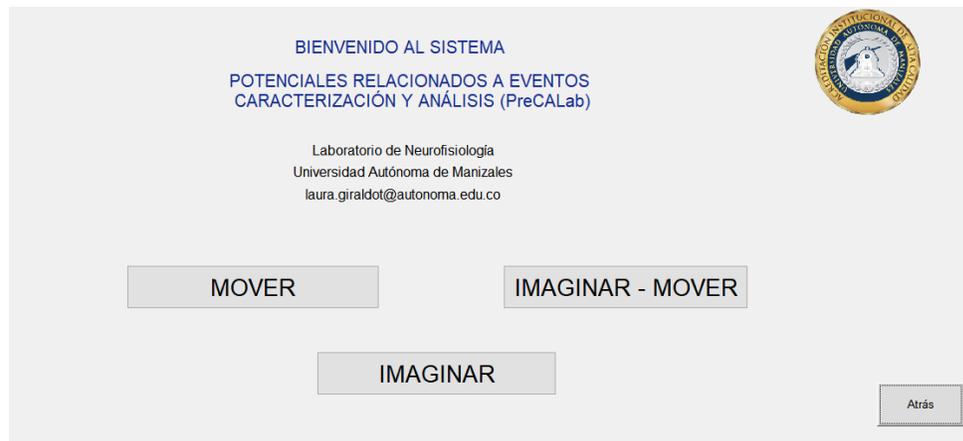


Ilustración 38. Tipo de estímulo

(Fuente: Autor)

Y tendrá acceso a la siguiente pantalla (Ilustración 39).

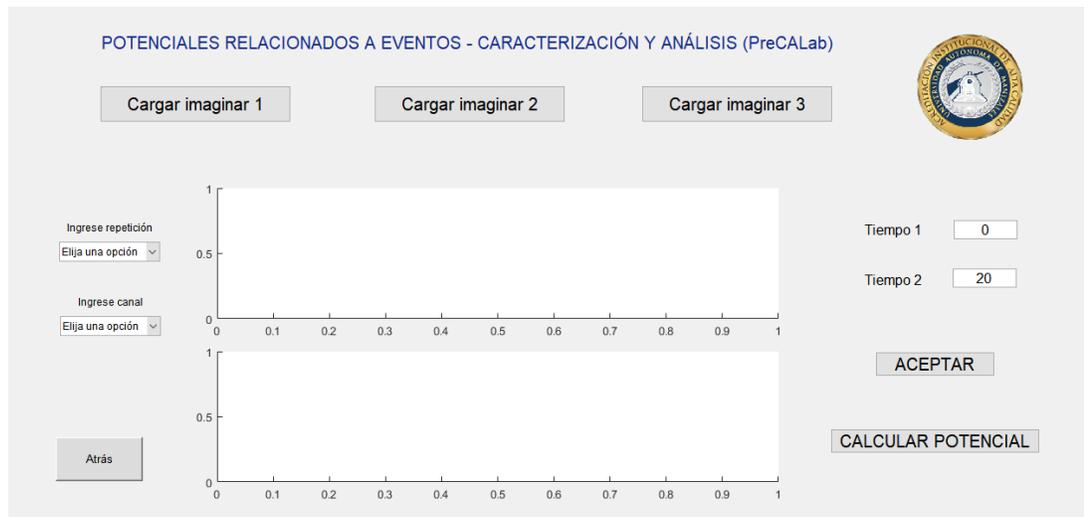


Ilustración 39. Pantalla caracterización imaginación

(Fuente: Autor)

Así como con los dos protocolos anteriores, deberá ingresar los datos de las 3 repeticiones del protocolo, solo que esta vez, solo le preguntará por el archivo *.edf asociado a EEG, debido a que en este protocolo no hay movimiento, y por tanto no hay registro en EMG. Igualmente, deberá aparecer un letrero que le indique que se realizó correctamente el proceso.

Una vez terminados de cargar los datos, debe elegir la repetición que desea evaluar y el canal a visualizar, finalizando con el botón aceptar. En esta pantalla, se observan los espectros tiempo – frecuencia de las señales (Ilustración 40).

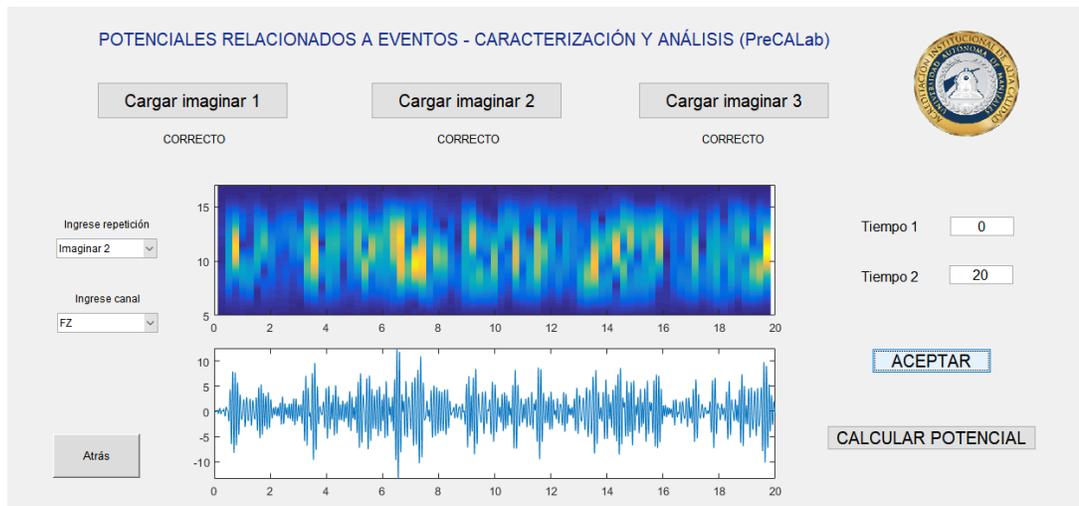


Ilustración 40. Espectro tiempo - frecuencia señal

(Fuente: Autor)

Adicionalmente, se podrá ver un rango específico de la señal, cambiando los valores de Tiempo 1 y Tiempo 2, permitiendo ver el comportamiento del potencial relacionado a imaginación motora (Ilustración 41).

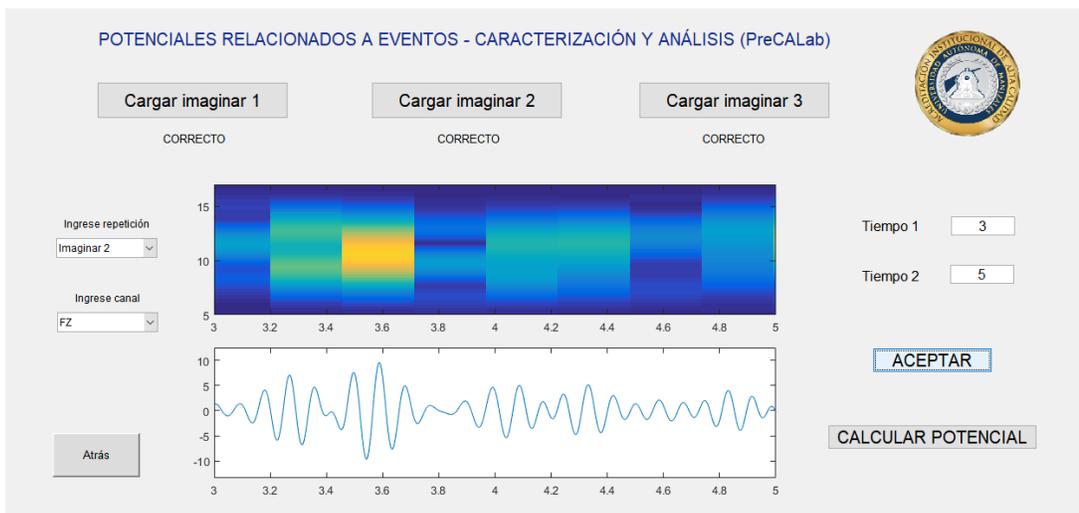


Ilustración 41. Ajuste de tiempo en espectro tiempo - frecuencia

(Fuente: Autor)

Como se mencionó anteriormente, las frecuencias en las que se encuentra el ritmo de la unidad motora o ritmo Mu, se encuentra principalmente entre los 8 y los 13 Hz, es por esto que al analizar los espectros tiempo frecuencia se pueden evidenciar en qué instantes de tiempo existe una mayor concentración en la frecuencia Mu. En la Ilustración 42 se presenta un espectro tiempo frecuencia de una señal electroencefalográfica de la actividad mover, y en la parte inferior, la sincronización de la misma mediante electromiografía, es evidente que durante el movimiento y antes de este, existe un marcado cambio en la frecuencia en la electroencefalografía.

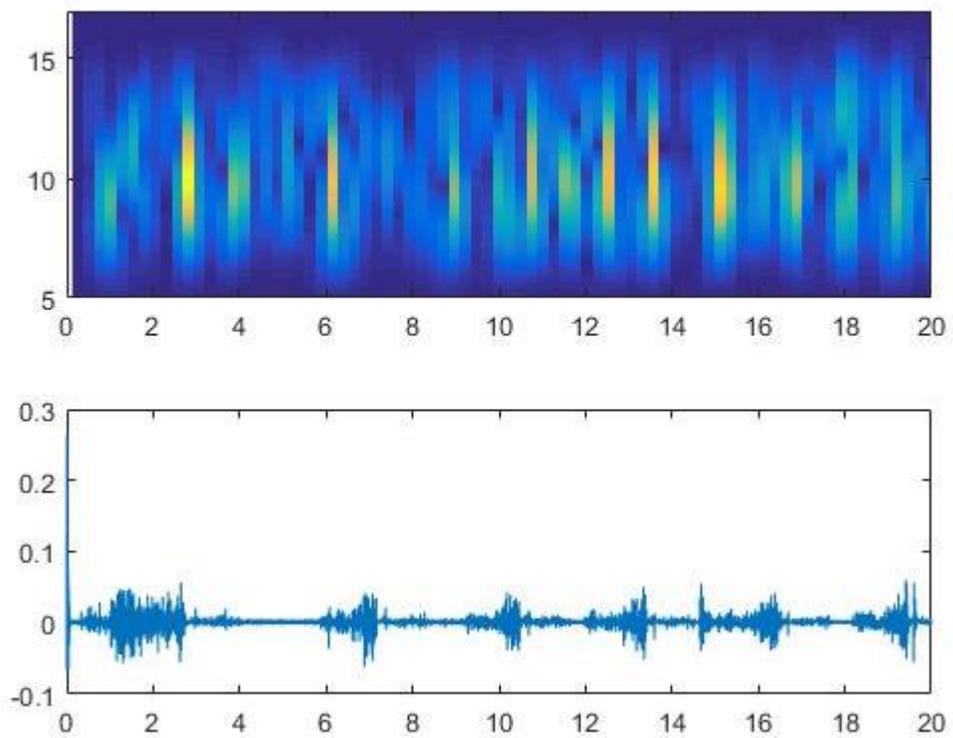


Ilustración 42. Espectro tiempo - frecuencia movimiento

(Fuente: Autor)

Debido a este fenómeno y a que en el evento de imaginación solo se tiene acceso a la electroencefalografía, la forma de evaluar el potencial relacionado a ese evento es mediante este espectro de tiempo – frecuencia y mediante el promedio de todos los movimientos que está imaginando la persona. En la Ilustración 43 se presenta un espectro para imaginar y en las partes amarillas de la gráfica es donde existe un mayor cambio dentro del rango de frecuencia del ritmo Mu, y se realiza el promedio 1 segundo antes y 1 segundo después del tiempo en el que se encuentra ese cambio.

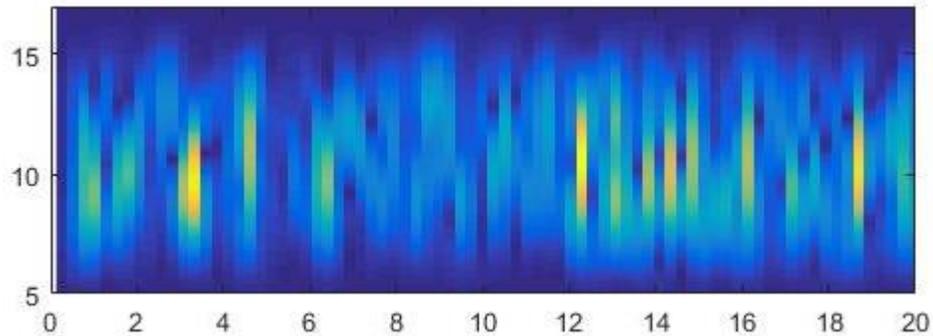


Ilustración 43. Espectro tiempo frecuencia de imaginación

(Fuente: Autor)

Al realizar el promedio es posible obtener el potencial relacionado a imaginación motora, tal como se muestra en la Ilustración 44.

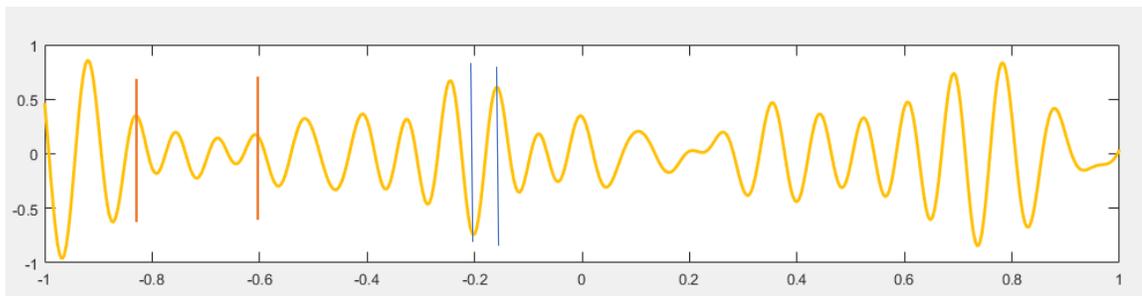


Ilustración 44. Promedio de imaginación

(Fuente: Autor)

En esta gráfica se pueden evidenciar las ondas previas al movimiento NS y PMP, además de la desincronización del ritmo Mu entre los -600 y -800 ms.

Para acceder a esta información dentro de la pantalla de la interfaz, es necesario hacer clic en el botón de reconstrucción, el cual llevará al usuario esta pantalla (Ilustración 45):

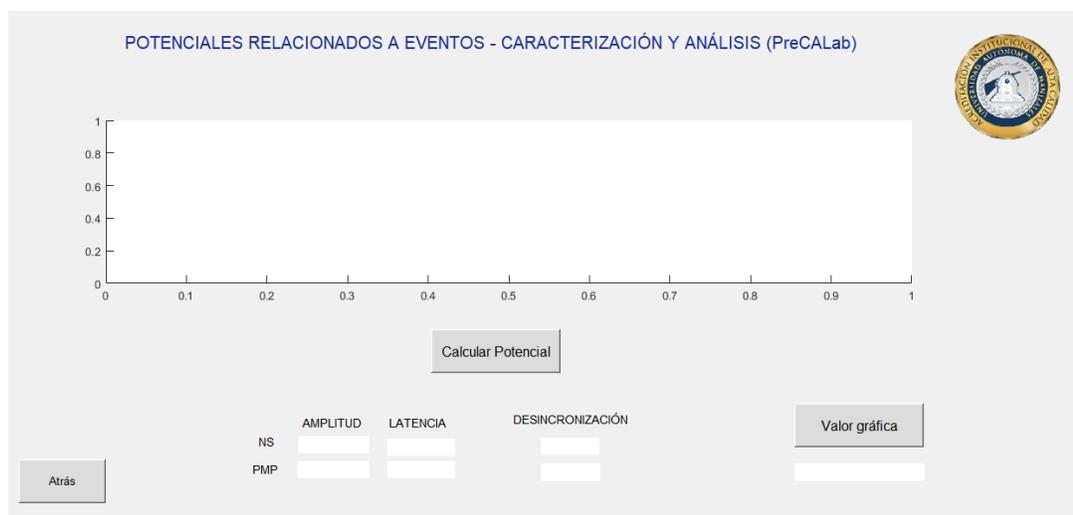


Ilustración 45. Potencial de imaginación motora

(Fuente: Autor)

Al hacer clic en calcular potencial, el programa realizará de forma automática el promedio de los potenciales de imaginación, permitiendo llegar a un potencial por cada canal (Ilustración 46).

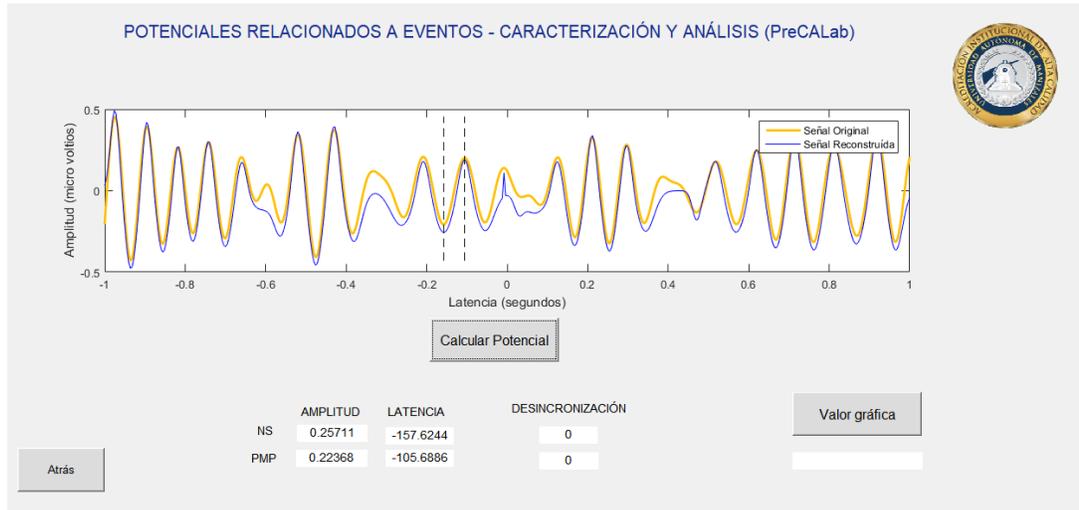


Ilustración 46. Caracterización potencial imaginación motora

(Fuente: Autor)

Y de igual manera. Se podrá acceder a cualquier valor de la gráfica mediante el botón “valor gráfica” (Ilustración 47).

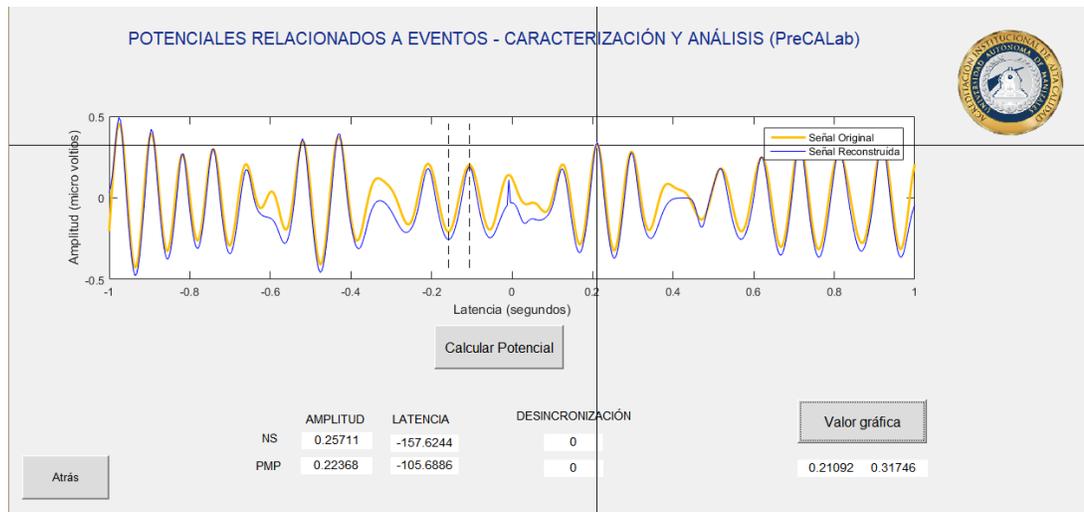


Ilustración 47. Valor señal potencial imaginación

(Fuente: Autor)

Para dar inicio a la simulación, se debe acceder a ella en la pantalla inicial de la interfaz gráfica (Ilustración 48),



Ilustración 48. Pantalla de Inicio

(Fuente: Autor)

Teniendo acceso a esta pantalla (Ilustración 49):

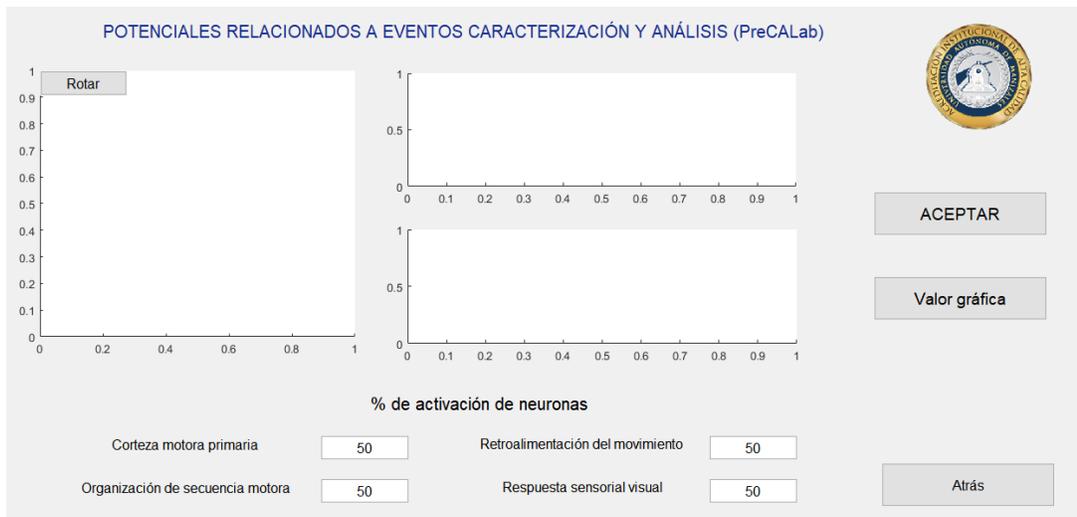


Ilustración 49. Pantalla simulación

(Fuente: Autor)

Al dar clic en el botón de aceptar, se tiene un primer cuadro que permite visualizar el ángulo sólido trabajado, representando los dos electrodos, tanto el canal específico como el de referencia (Ilustración 50). Para la simulación realizada, se presenta el canal F3.

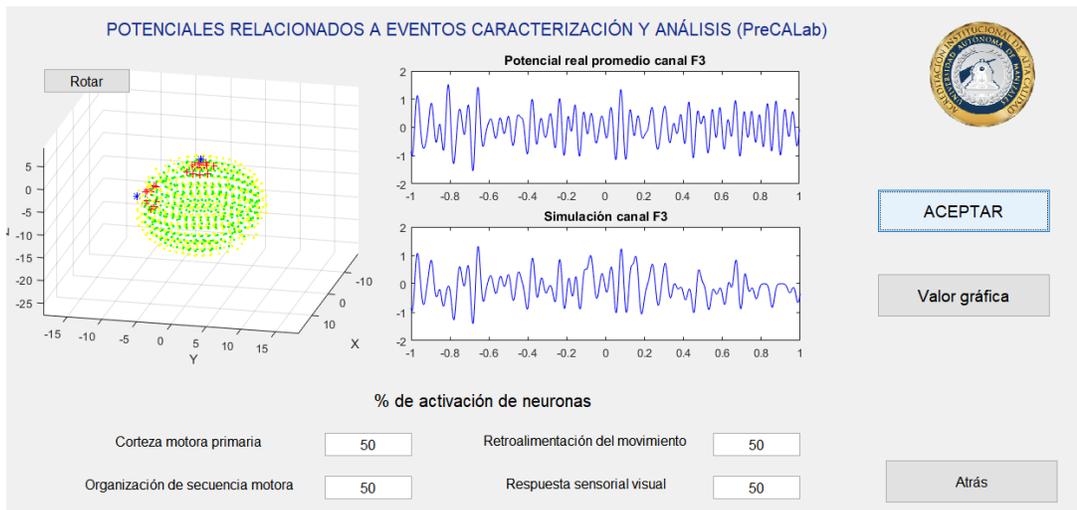


Ilustración 50. Visualización de simulación

(Fuente: Autor)

La parte izquierda del cuadro (Ilustración 51) permite realizar la visualización de los ángulos sólidos generados por cada uno de los electrodos del canal que se desea evaluar, para este caso electrodo F3 y electrodo de referencia. Cada uno de ellos se encuentra inmerso en dos esferas, que representan el cráneo (asteriscos amarillos) y el cerebro (asteriscos verdes).

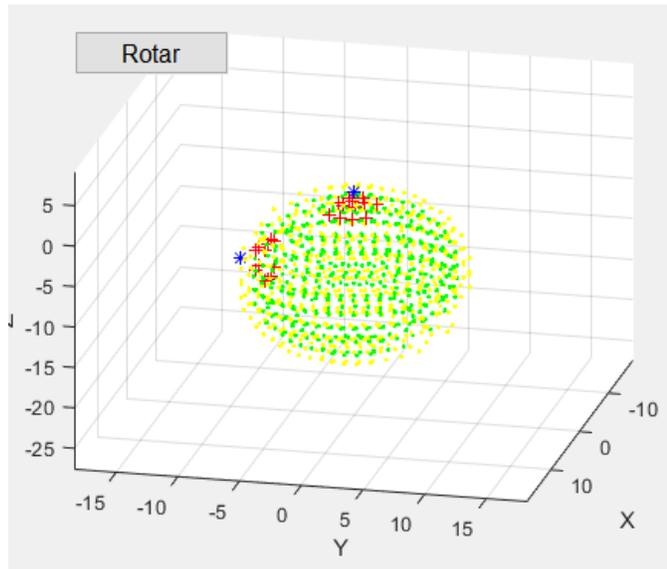


Ilustración 51. Visualización teorema del ángulo sólido

(Fuente: Autor)

En la parte derecha, se puede visualizar el potencial real de los promedios del canal F3 en la parte superior, y la simulación realizada para el mismo canal con los valores de las cargas obtenidos mediante la experimentación.

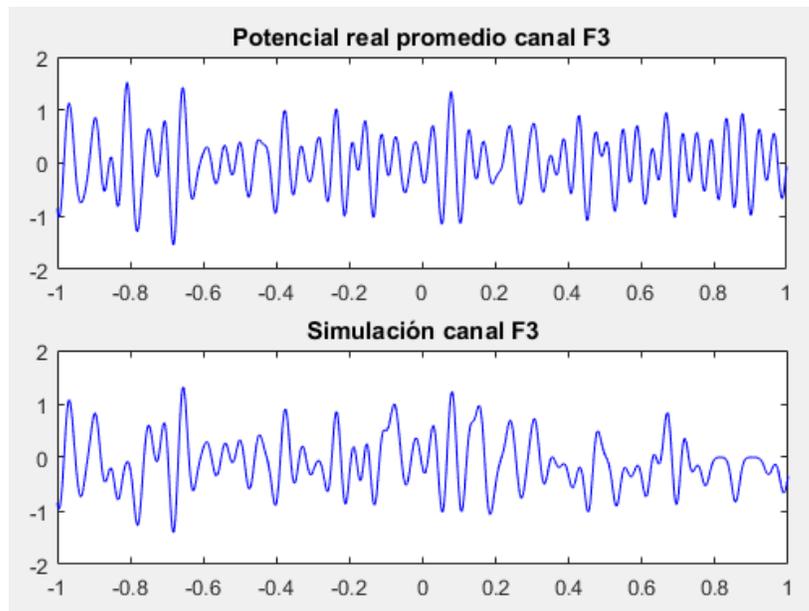


Ilustración 52. Potencial electroencefalográfico simulado

(Fuente: Autor)

Dentro de la simulación se realiza una analogía del porcentaje de activación de neuronas según la actividad representada por cada onda, y al cambiar estos valores, se podrá evidenciar un cambio en las amplitudes de las ondas relacionadas con cada una de las actividades cerebrales. De manera que, si se aumenta el porcentaje de activación de neuronas en la corteza motora primaria, se tendrá cambio en la amplitud de la onda que representa este proceso, en este caso es la NS (Ilustración 53)

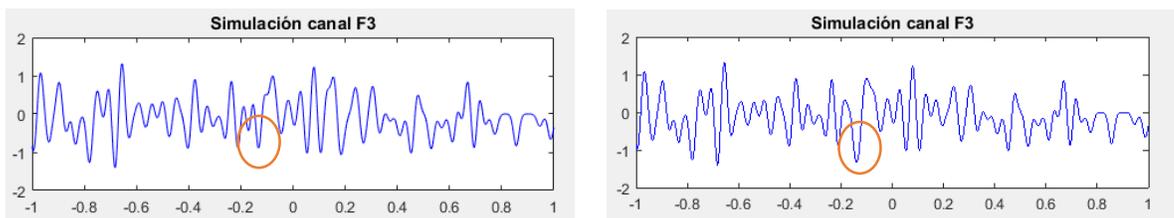


Ilustración 53. Simulación

(Fuente: Autor)

Evaluación de Potenciales Relacionados a Eventos Motores

Con el fin de dar a conocer el comportamiento que se presentó para los Potenciales Relacionados a Eventos Motores, se toman las señales originales y se extraen las características en forma de tablas con los resultados en promedio y desviación estándar (S^2) de cada uno de los canales por actividad desarrollada; adicionalmente, para ilustrar de forma concreta los resultados, se desglosará el capítulo por ondas asociadas a movimiento según el área cerebral trabajada.

Canales frontales

Onda NS

Tabla 5. Características onda NS en canales frontales

Actividad	Canal	Amplitud media	S² Amplitud	Latencia media	S² Latencia
Mover	Fz	2.82410429	1.96894678	-119.581736	12.1104667
	F3	2.77788736	1.83058709	-120.835557	12.4724153
	F7	2.52666987	1.82540477	-120.205901	12.4792157
	F4	2.55304952	1.9534413	-116.319376	18.5594068
	F8	2.52296044	1.88478349	-120.149964	18.5117617
Imaginar – Mover	Fz	0.95313077	0.57238338	-105.589506	18.3892223
	F3	1.03322235	0.6576831	-112.902275	22.6690763
	F7	0.70322326	0.57656089	-104.064778	15.9669085
	F4	0.78119048	0.6129975	-98.6412422	14.9844263
	F8	0.59319387	0.50223573	-103.260274	18.3652995
Imaginar	Fz	0.76346979	0.33903266	-143.673988	27.3909108
	F3	0.76857503	0.54954231	-131.837034	30.5694072
	F7	0.88783655	0.4056647	-119.831618	28.0824451
	F4	0.93471778	0.71966056	-135.766736	40.3048749
	F8	0.93431306	0.64028643	-148.137648	27.6937236

Aunque para la onda NS en la actividad de mover se tienen valores de amplitudes que oscilan entre los $0.5\mu\text{V}$ y los $5.5\mu\text{V}$, se tiene una media de aproximadamente $2.5\mu\text{V}$, y sus latencias oscilaron entre los -100ms y los -140ms concordando con lo reportado en la literatura. Para el canal, la onda NS en la actividad de movimiento se presentan las mayores amplitudes en los canales Fz y F3, debido a que es precisamente en estos electrodos que se encuentra el área premotora y, por tanto, la preparación del movimiento que en este caso está en el electrodo F3, pertenece al lado izquierdo del cerebro pero que controla el miembro superior derecho.

Para imaginar-mover, las amplitudes fueron un poco más pequeñas que las de mover, manejando valores de alrededor de $0.7\mu\text{V}$, y latencias un poco más cercanas al movimiento, entre -125ms y -85ms . De igual forma, las mayores amplitudes se presentan en canales F3 y Fz. La disminución en la amplitud de las ondas puede estar relacionada con el hecho de que se realizan dos actividades simultáneas, lo cual no permite que el sujeto se concentre en una tarea motora determinada.

Por otra parte, la misma onda NS pero en la actividad motora de imaginación, presenta las mayores amplitudes en canales F4, F8 y F7, lo cual indica una activación en esta ocasión de área prefrontal, encargada de toma de decisiones y comportamiento ante órdenes dadas por imitación, es decir, activación de neuronas espejo.

Onda PMP

Tabla 6. Características onda PMP en canales frontales

Actividad	Canal	Amplitud media	S ² Amplitud	Latencia media	S ² Latencia
Mover	Fz	1.85259367	1.23049607	-85.0434649	16.1558567
	F3	1.90863048	1.1769322	-90.0210829	8.8837069
	F7	1.72278332	1.16992701	-92.8512021	10.9499471
	F4	1.71924024	1.22240051	-82.9172845	17.4831466
	F8	1.71058675	1.20473256	-86.4883757	18.3671128
Imaginar – Mover	Fz	1.02568763	0.53957194	-74.5570076	15.6931123
	F3	1.1001059	0.59156157	-73.6703456	16.2154749
	F7	0.69078114	0.48996593	-73.0430217	15.9774407
	F4	0.8387012	0.45955398	-69.6847574	15.2515808
	F8	0.42433953	0.39244809	-65.1358934	13.7708655
Imaginar	Fz	0.78628462	0.36594521	-93.3526553	27.0351481
	F3	0.8036191	0.63486828	-86.088677	25.8731232
	F7	0.93322189	0.50860565	-70.9674152	31.5949452
	F4	0.93073203	0.73277053	-82.2757544	30.2723896
	F8	0.94389332	0.70993241	-96.337883	21.2693745

La onda PMP en la actividad motora del movimiento, presenta amplitudes que están alrededor de $1.7\mu\text{V}$, con una latencia de alrededor de 87ms antes del desarrollo del movimiento, y ésta presenta un comportamiento similar a la NS en movimiento, es decir, que las mayores amplitudes se obtuvieron en Fz y en F3 que se encuentran en corteza premotora

Para la actividad motora de imaginar – mover, la onda PMP tiene amplitudes muy variadas cuya media está alrededor de 0.7 y en latencia, alrededor de 70ms antes del movimiento. Nuevamente, las mayores amplitudes se encuentran en los electrodos asociados a corteza

premotora F3 y Fz, pero con amplitudes menores debido a que se llevan a cabo dos actividades diferentes

Para imaginar, las amplitudes son un poco más homogéneas y están alrededor de $0.9\mu\text{V}$, y las latencias son muy dispersas centrándose alrededor de los 86ms antes del movimiento.

Las mayores amplitudes se encuentran en los electrodos asociados a corteza prefrontal indicando la activación de las neuronas espejo.

Onda N100

Tabla 7. Características onda N100 en canales frontales

Actividad	Canal	Amplitud media	S ² Amplitud	Latencia media	S ² Latencia
Mover	Fz	1.63638793	0.84767407	150.995115	6.69709962
	F3	1.52694452	0.85100945	149.482891	7.5952057
	F7	1.44946626	0.84038872	151.611323	7.29534575
	F4	1.58218755	0.84191954	150.82943	7.96487102
	F8	1.36984941	0.72887844	152.849522	6.86474065
Imaginar – Mover	Fz	1.02734406	0.77902658	163.669637	30.9917616
	F3	1.18806639	0.75611795	148.758625	18.4535127
	F7	0.60983035	0.36316298	153.828168	18.1425579
	F4	0.9105503	0.62114511	173.447279	23.6745615
	F8	0.60619436	0.37297978	150.238423	18.8157226

La onda N100 para la actividad de movimiento, presenta amplitudes cercanas a $1.5\mu\text{V}$ y latencias alrededor de 150ms. Las mayores amplitudes se encuentran en los electrodos Fz, F3 y F4, que indican igualmente la activación de la corteza premotora, pero esta vez, debido a la información eferente del movimiento realizado en electrodo F4, lo cual como se

explicaba anteriormente, se convierte en un ciclo hasta que llega la orden de detener el movimiento.

Aunque en la actividad de imaginar – mover, las amplitudes son menores a las de solo movimiento, las diferencias no son tan marcadas como en las ondas NS y PMP, se manejan amplitudes de alrededor de $1\mu\text{V}$ para áreas activadas y latencias cercanas a 150ms. Aquí de igual manera hay activación de corteza premotora luego del movimiento, en canales Fz y F3

Onda P100

Tabla 8. Características onda P100 en canales frontales

Actividad	Canal	Amplitud media	S ² Amplitud	Latencia media	S ² Latencia
Mover	Fz	1.56086825	0.78445417	127.458259	6.59600838
	F3	1.47590163	0.94780233	126.722063	7.53532671
	F7	1.55439744	1.18216349	127.060337	6.60554478
	F4	1.61763029	0.83508587	128.133601	3.58651095
	F8	1.48941408	0.81342714	126.946092	5.57261655
Imaginar – Mover	Fz	0.83954162	0.56764428	130.554396	23.7723542
	F3	1.06602994	0.73256892	124.069314	18.4547659
	F7	0.64753898	0.40024052	123.269161	20.096304
	F4	1.03786716	0.68214124	142.358581	26.8397889
	F8	0.56443848	0.3596234	121.662161	16.0224589

De igual manera, en movimiento, se activa corteza premotora por señales eferentes en electrodo Fz, con la única diferencia que como esta onda evalúa retroalimentación visual, parte de la información se está desviando para áreas de asociación ubicadas en Pz y

activando de igual forma el electrodo F4. Las latencias se encuentran alrededor de 130 ms y las amplitudes alrededor de $1.5\mu V$

Para P100 en imaginar mover se presenta el mismo comportamiento que con mover, sino que, con amplitudes menores, de alrededor $0.9\mu V$ y las latencias alrededor de 127ms

Se puede concluir con los datos obtenidos para este grupo de canales del área frontal, que para las ondas previas al movimiento existe activación de las cortezas premotora y prefrontal, en canales F3, Fz y F7 para actividades que implican movimiento y canales F4 y F8 para imaginación, indicando la preparación de la acción motora. En mover e imaginar – mover esto ocurre en área contralateral al movimiento, en actividad de imaginar, existe la activación de estas zonas, pero en el mismo lado del miembro a imaginar.

Canales centrales

Onda NS

Tabla 9. Características onda NS en canales centrales

Actividad	Canal	Amplitud media	S² Amplitud	Latencia media	S² Latencia
Mover	Cz	2.77484172	2.02314804	-119.463346	12.6403757
	C3	2.76098735	1.79695556	-119.471613	12.8112466
	C4	2.57421339	1.90624766	-111.588248	21.9953362
Imaginar – Mover	Cz	0.99573023	0.58817862	-104.747962	16.0694802
	C3	0.81589975	0.57207066	-101.386916	12.3972088
	C4	0.75783187	0.68253024	-90.3156202	37.6317948
Imaginar	Cz	0.95920275	0.46653378	-131.839466	23.7818951
	C3	0.67037975	0.36799217	-135.140074	23.2791002
	C4	0.86268976	0.40178988	-120.33523	26.4882318

Los 3 canales ubicados en el surco central presentan un valor cercano para la onda NS, debido a que es en estos electrodos donde se encuentra el área motora primaria, desde donde se envía la señal a la médula para poder realizar el movimiento del miembro. La mínima diferencia que se presenta con el canal C4 es debida a la contralateralidad del movimiento. Las amplitudes se presentan alrededor de $2.7\mu\text{V}$ y las latencias alrededor de - 120ms

Para la actividad de imaginar mover, igualmente se presenta el comportamiento descrito para mover, pero con amplitudes mucho menores

Para la actividad de imaginar, sucede algo interesante y es al cambio de mayor amplitud a canal C4, que se encuentra en el mismo lado del miembro del cual está imaginando el movimiento, lo cual puede dar un indicio de que para la imaginación del movimiento no existe una contralateralidad. Estas amplitudes se encuentran por los $0.8\mu\text{V}$ y latencias de - 135ms

Onda PMP

Tabla 10. Características onda PMP en canales centrales

Actividad	Canal	Amplitud media	S ² Amplitud	Latencia media	S ² Latencia
Mover	Cz	1.88481624	1.27906474	-85.0630515	16.584316
	C3	1.91187181	1.12972859	-89.1331238	9.52669795
	C4	2.0561543	1.23518184	-85.2286385	21.2095078
Imaginar – Mover	Cz	0.9817458	0.69199896	-72.892474	15.335529
	C3	0.90198465	0.55724667	-70.5512484	14.3369612
	C4	0.72483655	0.533804	-57.3073516	24.4543428
Imaginar	Cz	1.00643078	0.62638637	-86.3997608	23.1540156
	C3	0.78805039	0.47714537	-87.9360735	20.974063
	C4	0.84456321	0.44413089	-74.8407733	28.500661

En la actividad de mover, se tiene la mayor amplitud en área motora primaria y área somática en C3, pero también en el electrodo C4 lo cual indica que la preparación del movimiento se realiza desde la imaginación, indicando que no existe decusación para el movimiento en esta zona para la onda. Las amplitudes se encuentran alrededor de $1.9\mu\text{V}$ y latencias de -85ms

Sucede para imaginar mover, el mismo comportamiento de la onda NS, incluyendo la disminución en la amplitud de las ondas. Estas amplitudes son $0.9\mu\text{V}$ y latencias de -70ms aproximadamente.

En imaginar, sucede un comportamiento similar que en movimiento. Las amplitudes se tienen alrededor de $0.8\mu\text{V}$ y latencias de -87ms

Onda N100

Tabla 11. Características onda N100 en canales centrales

Actividad	Canal	Amplitud media	S ² Amplitud	Latencia media	S ² Latencia
Mover	Cz	1.63557508	0.69532609	151.261189	4.45776412
	C3	1.49075786	0.78122094	150.859941	5.36331171
	C4	1.74751405	0.91544261	153.131476	4.10057386
Imaginar – Mover	Cz	0.87768273	0.47597248	152.849612	21.4476618
	C3	0.78911968	0.50584575	156.472585	28.8724025
	C4	0.66023573	0.59570114	138.03101	55.537465

Estos canales presentan el mismo comportamiento que para la onda PMP, lo cual está indicando una retroalimentación dada por la percepción tridimensional manejada por el

hemisferio derecho. Para N100 en mover las amplitudes son de aproximadamente de 1.6 μ V y las latencias de 150ms

N100 en imaginar mover posee amplitudes de 0.7 μ V y latencias de 140ms, y se evidencia activación de área motora primaria que primordialmente se encuentra en hemisferio contralateral al movimiento

Onda P100

Tabla 12. Características onda P100 en canales centrales

Actividad	Canal	Amplitud media	S ² Amplitud	Latencia media	S ² Latencia
Mover	Cz	1.45848257	0.74598388	126.201855	7.54164523
	C3	1.38146571	0.75909142	128.307468	3.98912777
	C4	1.92147572	1.42193171	128.578155	4.04687078
Imaginar – Mover	Cz	0.85220012	0.38101558	123.62297	20.3760619
	C3	0.86769401	0.46232109	121.350152	19.9146779
	C4	0.68983909	0.66542844	112.755234	45.2790534

Sucede algo similar que en onda N100 para mover, y tiene amplitudes entre 1.7 μ V y latencias de 128ms

En P100 imaginar – mover se tienen amplitudes de 0.8 μ V y latencias de 115ms y los mayores valores se encuentran en canales Cz y C3 indicando activación de corteza motora primaria en hemisferio contralateral al movimiento

Para los canales centrales, se puede decir finalmente que existe una activación de la corteza motora primaria, de forma que en general siempre se tiene activación propiamente del área

media del surco central ubicada en electrodo Cz, y para actividades específicas, electrodo C3 en movimiento y C4 en actividad que involucre imaginación.

Canales parietales

Onda NS

Tabla 13. Características onda NS en canales parietales

Actividad	Canal	Amplitud media	S² Amplitud	Latencia media	S² Latencia
Mover	Pz	2.61356153	2.12083054	-119.463346	17.5164951
Imaginar – Mover	Pz	0.78067021	0.4399161	-105.074083	14.8104667
Imaginar	Pz	0.85798254	0.49467462	-135.661785	26.7637351

El canal Pz se encuentra directamente relacionado con el área somatosensorial primaria, y se activa principalmente en la retroalimentación del movimiento. En este caso, indica activación en una onda anterior al movimiento debido a la propiocepción que posee el cuerpo y cómo ingresa datos del mundo exterior para poder realizar la preparación del movimiento.

Onda PMP

Tabla 14. Características onda PMP en canales parietales

Actividad	Canal	Amplitud media	S² Amplitud	Latencia media	S² Latencia
Mover	Pz	1.83203728	1.29280079	-85.0630515	17.2146603
Imaginar – Mover	Pz	0.90567112	0.46092158	-73.0744097	12.4581319
Imaginar	Pz	0.94594509	0.55577025	-89.6789087	25.7997045

De igual forma, la onda PMP al hacer parte de las ondas que indican preparación motora, activan el área somatosensorial debido a la propiocepción

Onda N100

Tabla 15. Características onda N100 en canales parietales

Actividad	Canal	Amplitud media	S ² Amplitud	Latencia media	S ² Latencia
Mover	Pz	1.55048847	0.78388742	151.261189	4.83837228
Imaginar – Mover	Pz	0.93179947	0.37220672	147.147414	13.9806302

La retroalimentación indicada en la onda N100 se ve evidenciada en los valores de las amplitudes generadas en el canal Pz

Onda P100

Tabla 16. Características onda P100 en canales parietales

Actividad	Canal	Amplitud media	S ² Amplitud	Latencia media	S ² Latencia
Mover	Pz	1.45944995	0.73303411	126.201855	4.0566344
Imaginar – Mover	Pz	0.81130556	0.42555671	118.957904	12.6923349

De igual manera, la retroalimentación se ve evidenciada en el canal Pz. Para el canal parietal estudiado, se observa gran amplitud de la señal en la actividad de mover, debido a que es en éste área que se realiza la retroalimentación sensoriomotora

Canales temporales

Onda NS

Tabla 17. Características onda NS en canales temporales

Actividad	Canal	Amplitud media	S² Amplitud	Latencia media	S² Latencia
Mover	T3	2.51528195	1.87979657	-119.279033	14.9576632
	T4	2.46559417	1.98149031	-114.705487	18.5898846
Imaginar – Mover	T3	0.62413746	0.54736194	-97.8188556	13.6299187
	T4	0.48978439	0.4284025	-102.132204	13.9514593
Imaginar	T3	0.95253508	0.60770657	-148.67322	35.0435948
	T4	0.9966705	0.51969756	-125.689128	21.3106707

Los canales temporales brindan información de áreas asociadas a la recepción del estímulo mediante la vía auditiva y activación de área motora primaria. Efectivamente es posible evidenciar que la mayor amplitud se encuentra en el canal contralateral al movimiento C3.

Las latencias se encuentran alrededor de los -115ms.

Para imaginar - mover, se observa el mismo comportamiento, pero con amplitudes un poco menores y latencias un poco más cercanas al movimiento, alrededor de los -100ms

Para imaginar, se repite el patrón de tener mayores amplitudes en hemisferio encargado de imaginación, y las amplitudes se encuentran alrededor de $0.9\mu\text{V}$ y latencias de -130ms

Para PMP

Tabla 18. Características onda PMP en canales temporales

Actividad	Canal	Amplitud media	S ² Amplitud	Latencia media	S ² Latencia
Mover	T3	1.76793226	1.14421677	-90.9325718	9.07578534
	T4	1.7426063	1.30308094	-82.5066278	18.3778392
Imaginar – Mover	T3	0.57412574	0.44420746	-68.9237582	15.7942772
	T4	0.49597885	0.36011752	-70.2677611	16.0237392
Imaginar	T3	1.12345342	0.78948938	-89.8436546	33.0344734
	T4	0.99602779	0.5374405	-78.8998828	21.2669754

Para PMP en mover, el mayor valor se encuentra en electrodo contralateral, las amplitudes tienen una media de $1.7\mu V$ y latencias de $-85ms$

Para imaginar-mover sucede un comportamiento similar a mover y las amplitudes están alrededor de los $0.5\mu V$ y latencias de $-69ms$

Para imaginar en PMP, el mayor valor se encuentra en electrodo contralateral, debido a que para oído no existe decusación de la orden, Amplitudes de $1\mu V$ y latencias de $-83ms$

Para N100

Tabla 19. Características onda N100 en canales temporales

Actividad	Canal	Amplitud media	S ² Amplitud	Latencia media	S ² Latencia
Mover	T3	1.19743626	0.83100784	155.874462	16.3118224
	T4	1.31203261	0.71847632	155.541933	8.64505919
Imaginar – Mover	T3	0.53093257	0.29026791	148.572347	16.1672557
	T4	0.49725446	0.34138716	158.197742	15.2238668

Mayor amplitud en electrodo del mismo lado del movimiento, debido a que como se mencionó anteriormente, no existe decusación de la orden por oído. Las amplitudes están entre $1.19\mu\text{V}$ y latencias de 155ms

Para imaginar-mover el mayor valor se encuentra en electrodo contralateral debido a que está predominando para este caso la imaginación. Amplitudes de $0.5\mu\text{V}$ y latencias de 153ms

Para P100

Tabla 20. Características onda P100 en canales temporales

Actividad	Canal	Amplitud media	S ² Amplitud	Latencia media	S ² Latencia
Mover	T3	1.32238717	0.86399468	133.008187	10.3269149
	T4	1.39044483	0.84121701	129.750161	5.36751023
Imaginar – Mover	T3	0.57713406	0.26514	120.80089	17.9699627
	T4	0.58032567	0.21071858	126.104866	16.4543928

Electrodo en lado del movimiento, indicando el mismo comportamiento que para la onda N100. Amplitudes de $1.3\mu\text{V}$ y latencias de 131ms

Valor mayor en onda T4 con contralateralidad. Amplitudes de $0.5\mu\text{V}$ y latencias de 120ms

Para los canales temporales, asociados a estimulación auditiva, se presentan los mayores valores de amplitud para las actividades de imaginar – mover y mover, para el canal T3, indicando la contralateralidad del estímulo, y para imaginar, T4.

Reducción de dimensionalidad

Finalmente, al tener acceso a las características propias de cada una de las ondas en las señales, es posible realizar una reducción de la dimensionalidad mediante un análisis de componentes principales, que es una técnica estadística de síntesis de la información, ya que en el proceso se manejan diferentes tipos de variables como lo son el número de canales, el número de sujetos, amplitud, latencia, entre otras. El objetivo de esta técnica es reducir esa cantidad de variables a un menor número (Siuly & Lib, 2015), perdiendo la menor cantidad de información posible. Los nuevos componentes principales o factores presentarán una combinación lineal de las variables originales, las cuales son independientes entre sí.

Una vez elegido el canal que se pretende evaluar, se realiza la reconstrucción de la señal mediante el modelo presentado anteriormente, y a través de éste, realizar una búsqueda automática de las ondas evaluadas en potenciales motores, y sus valores tanto en latencia como en amplitud.

Con el fin de disminuir el tamaño de la matriz de características, se realiza un análisis de componentes principales por cada una de las áreas cerebrales estudiadas. El porcentaje de la varianza de la señal explicada por cada una de estas nuevas dimensiones están dadas en la Ilustración 54:

CP1	70.7359443913123
CP2	16.6954446824371
CP3	6.26443624920254
CP4	2.21790059546494
CP5	1.74278043243113
CP6	1.12728038693216
CP7	0.611824706963253
CP8	0.348792213200333
CP9	0.212661528040842
CP10	0.0429348140153704

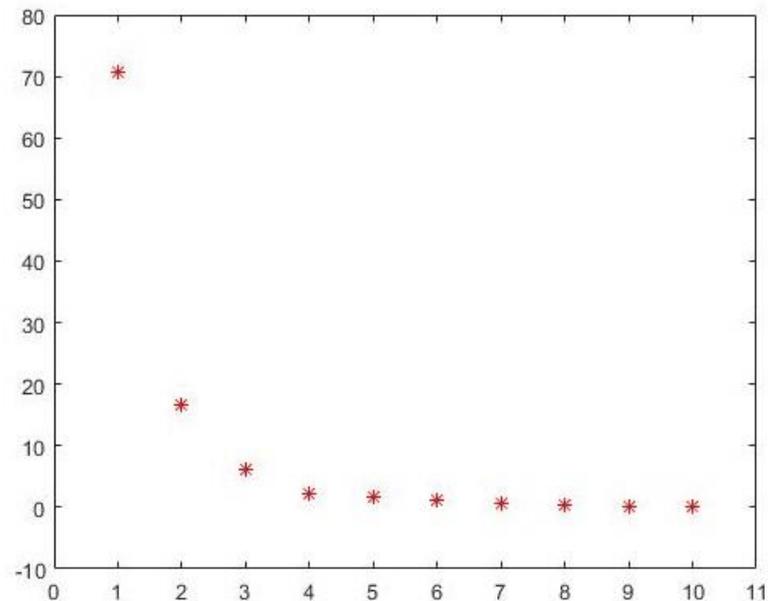


Ilustración 54. Porcentaje de explicación de Componentes Principales

Es posible evidenciar que las 3 primeras componentes explican el 93.6958% de la varianza de los datos, por lo cual se trabajará con éstas. Cabe aclarar que el proceso de componentes principales se realiza para reducir dimensionalidad, y dado que esta prueba presentada es utilizada principalmente para comprobar el funcionamiento del sistema, no se harán agrupamientos por sexo ni por antecedentes.

Para todas las áreas cerebrales, se evidencia un agrupamiento en los datos de mover e imaginar-mover, con una predominancia de amplitudes en la actividad solo de movimiento. En las componentes principales 1 y 2 se presentan siempre 2 grupos de datos, un agrupamiento de donde se unen la mayoría de las observaciones de la actividad de imaginar, representadas con color magenta en el círculo azul, y agrupamiento de la mayor parte de mover e imaginar mover (colores negro y rojo) en círculo marrón.

Esto puede ser explicado cómo se menciona anteriormente por la similitud en las tareas de mover e imaginar mover. Sin embargo, existe un grupo mínimo de datos para todos los canales, que se encuentran dispersos en el resto de la ilustración, debido a las diferencias que se tienen en las amplitudes de los potenciales, las cuales se deben a la atención que presenta cada sujeto a la actividad que se les presenta.

Para los canales frontales (Ilustración 55) el cluster en mover e imaginar – mover se basa principalmente en los canales Fz y F3, en los cuales se ubican la corteza premotora y parte de la corteza motora primaria, indicando la preparación y ejecución del movimiento en área contralateral al miembro; en cambio, para la actividad de imaginar, se encuentra el agrupamiento principalmente en canales F4 y F8, que hacen parte de corteza premotora y prefrontal, ubicadas en área cerebral lateral, encargada principalmente de la activación de las neuronas espejo.

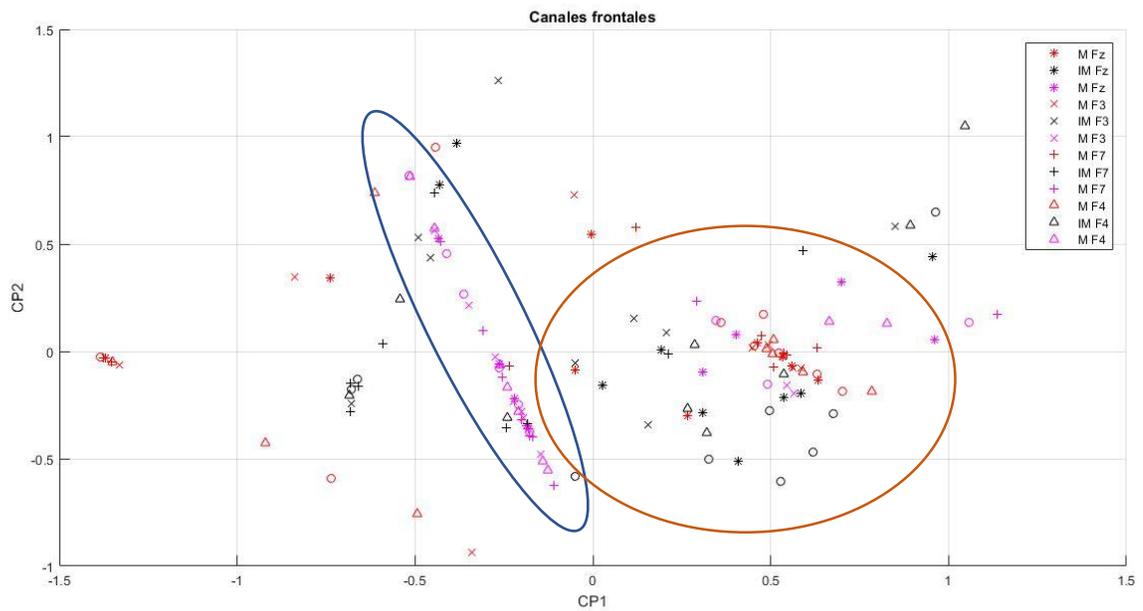


Ilustración 55. Análisis de componentes principales para canales frontales

(Fuente: Autor)

Para los canales centrales (Ilustración 56), se tiene el agrupamiento de imaginar – mover y mover en canales Cz y C3, en dónde se encuentra ubicada la corteza motora primaria, y para imaginar C4, indicando que no existe contralateralidad en la imaginación para área motora primaria

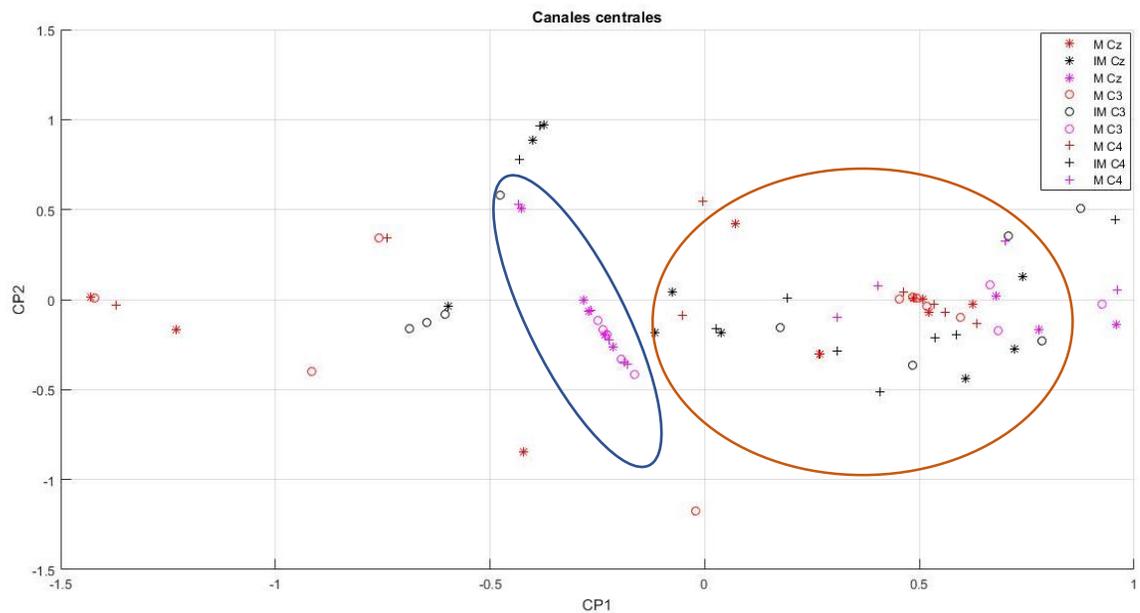


Ilustración 56. Análisis de componentes principales para canales centrales

(Fuente: Autor)

En la Ilustración 57 se presenta la misma distribución en canal parietal, que está relacionado con área somatosensorial primaria, indicando que para las tres acciones existe activación de vías aferentes, generando una separación, debido a que las mayores amplitudes se presentan en aquellas actividades que tienen una mayor información del mundo exterior, las cuales son mover e imaginar – mover.

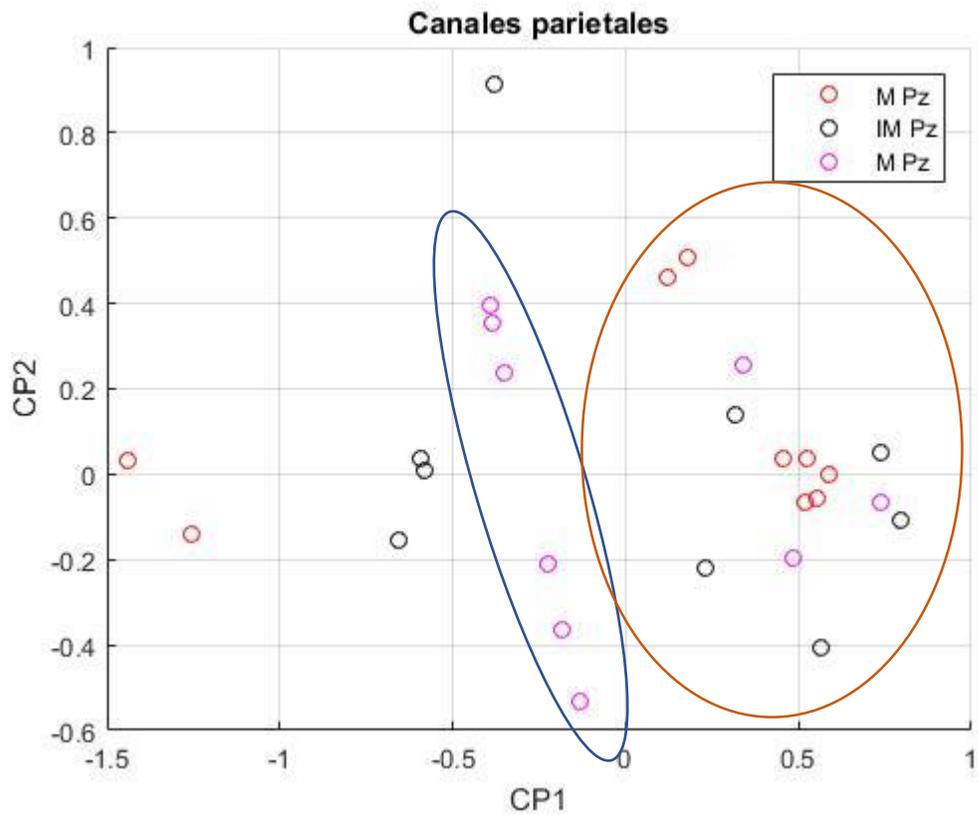


Ilustración 57. Análisis de componentes principales para canales parietales

(Fuente: Autor)

Finalmente, en áreas temporales, asociadas a estímulos auditivos, se tienen mayores amplitudes en canales contralaterales para actividades de mover e imaginar – mover, lo cual genera un agrupamiento observado en la Ilustración 58

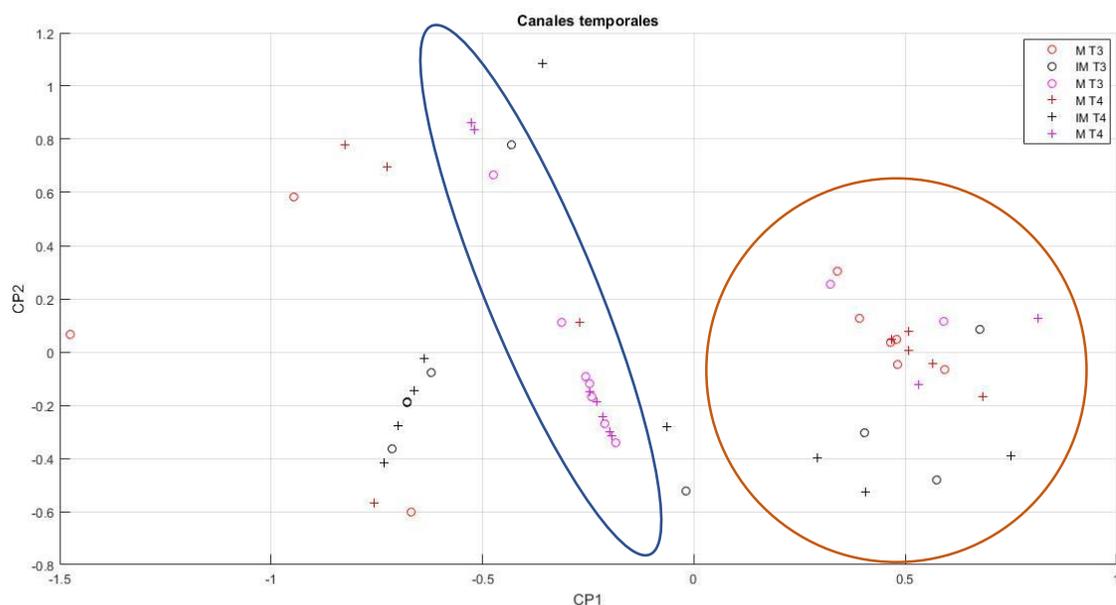


Ilustración 58. Análisis de componentes principales para canales temporales

(Fuente: Autor)

Desincronización relacionada a eventos

Tabla 21. Desincronización para canales frontales

Actividad	Canal	Dre1 media	S ² Dre1	Dre2 media	S ² Dre2	Duración
Mover	Fz	-659.790074	141.042933	-550.26043	126.97789	109.529644
	F3	-702.579033	142.6378	-602.874449	119.551829	99.7045842
	F7	-705.567223	163.235612	-607.44845	140.809541	98.1187733
	F4	-787.527739	68.0393997	-659.765672	16.1693636	127.762067
	F8	-775.12673	35.1210116	-671.944604	87.3851905	103.182126
Imaginar – Mover	Fz	-715.132603	156.906557	-653.38507	126.97789	61.7475331
	F3	-506.925477	80.952077	-449.265691	103.491051	57.6597858
	F7	-453.265622	125.413014	-355.841484	62.9034611	97.4241386
	F4	-620.828241	146.80016	-525.253058	115.551883	95.5751833
	F8	-721.821723	110.794336	-633.225934	183.460521	88.5957893
Imaginar	Fz	-551.035713	208.487852	-450.969999	166.070344	100.065714
	F3	-510.447999	74.4974162	-368.34295	34.8301663	142.105049
	F7	-650.79226	329.692752	-547.824422	330.670144	102.967837
	F4	-650.743957	32.0584333	-558.953198	88.6223979	91.790759
	F8	-547.240993	228.40803	-491.174285	227.271716	56.066708

Para la desincronización relacionada a eventos, se puede evidenciar que la mayor duración de ésta para las actividades de mover e imaginar-mover sucede en el electrodo F4, el cual se encuentra en corteza premotora e indica efectivamente la activación de las neuronas espejo.

Para la actividad de imaginar, se presenta nuevamente la mayor duración en electrodo F3, el cual se encuentra en el hemisferio del miembro que se desea mover, entregando nuevamente un indicio de que la activación de neuronas espejo en imaginación no presenta contralateralidad.

Tabla 22. Desincronización para canales centrales

Actividad	Canal	Dre1 media	S ² Dre1	Dre2 media	S ² Dre2	Duración
Mover	Cz	-691.949653	122.498988	-617.976503	119.863461	73.97315
	C3	-721.597399	107.516814	-620.9108	130.895715	100.686599
	C4	-704.019016	130.905265	-683.201927	78.8166179	20.817089
Imaginar – Mover	Cz	-619.544607	255.612653	-539.278963	255.11396	80.265644
	C3	-688.436606	161.711762	-625.051335	179.816866	63.385271
	C4	-662.100466	184.045081	-545.865252	128.97486	116.235214
Imaginar	Cz	-696.691735	139.31694	-602.048075	89.2462172	94.64366
	C3	-676.263518	155.542711	-586.774741	110.979332	89.488777
	C4	-462.788757	0	-437.941872	0	24.846885

Para los canales ubicados en el surco central, en la actividad mover, se presenta la mayor duración en el electrodo C3 ubicado en corteza motora primaria, que ayuda a la preparación del movimiento. Para la actividad de imaginar – mover, se presenta la mayor amplitud en lado del movimiento, indicando una predominancia de la imaginación y para la actividad de mover, se centraliza el movimiento, presentándose el mayor valor de duración en canal Cz,

para el canal C4 en imaginación solo 1 sujeto presentó desincronización, es por este hecho que la desviación es 0.

Tabla 23. Desincronización para canales parietales

Actividad	Canal	Dre1 media	S ² Dre1	Dre2 media	S ² Dre2	Duración
Mover	Pz	-745.112534	95.2212048	-688.82742	97.8321024	56.285114
Imaginar – Mover	Pz	-755.150895	165.071444	-652.253569	192.664279	102.897326
Imaginar	Pz	-494.689172	115.091854	-408.062587	93.0507883	86.626585

El electrodo Pz se encuentra en el área somatosensorial primaria, y su mayor valor en imaginar - mover, indica que los sujetos están teniendo mayores “sensaciones” cuando realiza actividades simultáneamente, lo cual es congruente, debido a que al realizar dos actividades, debe recibir más información sensorial para saber qué sucede, debido a que como se presentó anteriormente, no pudo concentrarse suficientemente en las actividades a realizar.

Tabla 24. Desincronización para canales temporales

Actividad	Canal	Dre1 media	S ² Dre1	Dre2 media	S ² Dre2	Duración
Mover	T3	-713.225114	101.166339	-641.097934	101.962518	72.12718
	T4	-687.925144	140.474382	-613.514215	128.649633	74.410929
Imaginar – Mover	T3	-673.422797	173.826329	-597.91925	140.848621	75.503547
	T4	-641.554655	141.430354	-556.875412	129.828385	84.679243
Imaginar	T3	-481.611242	101.009677	-420.205545	77.6567185	61.405697
	T4	-582.949161	180.837719	-486.235172	134.075937	96.713989

En la corteza temporal encargada principalmente de los estímulos auditivos, se encuentra que para las 3 actividades la mayor desincronización estaba en el hemisferio del movimiento, debido a que no existe decusación para señales auditivas.

Relevancia de canales en actividad motora

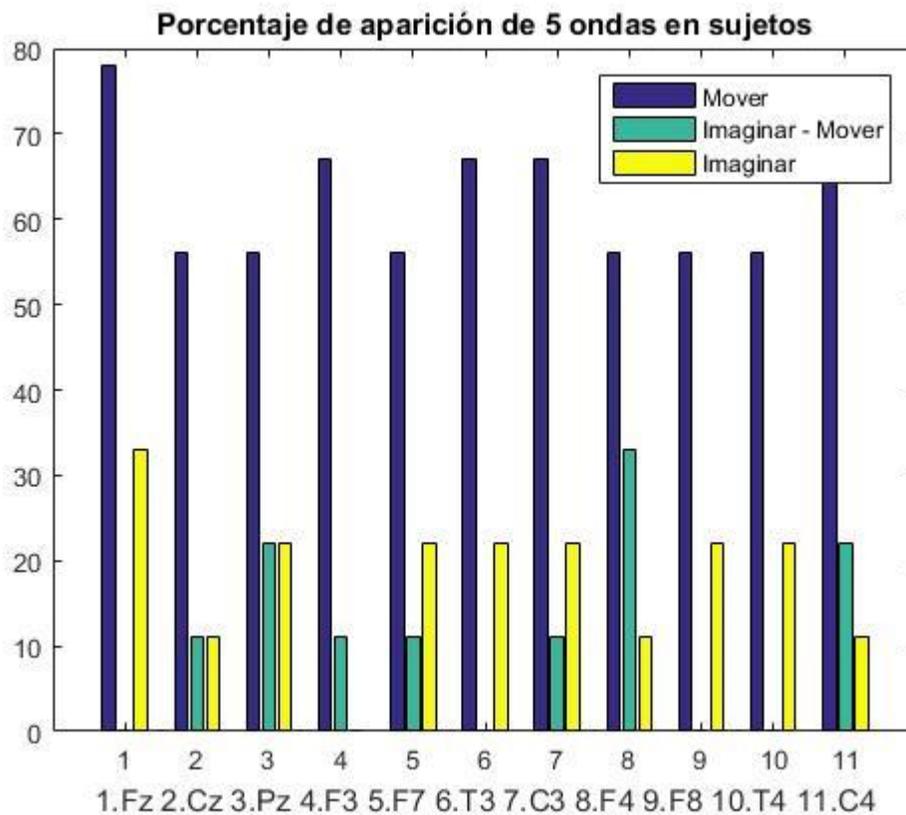


Ilustración 59. Porcentaje de aparición de ondas motoras

(Fuente: Autor)

Para cada uno de los canales de cada sujeto (Ilustración 59), se realiza un conteo del número de veces que aparecen las 5 ondas específicas para movimiento, es decir, que haya presencia de NS, PMP, N100 y P100 con una amplitud mínima de 1uV y que exista la presencia de la desincronización relacionada a eventos.

Se encuentra que el mayor porcentaje de ocurrencia sucede en la actividad de movimiento principalmente para Fz, F3, T3, C3 y C4, indicando la activación de las áreas premotora y motora primaria, involucradas en gran medida en la actividad de movimiento.

Para la actividad de imaginar mover, el mayor porcentaje de ocurrencia, sucede en F4, Pz y C4 indicando activación de corteza premotora, somatosensorial primaria y motora primaria, aunque para este caso, se presentaron principalmente en el hemisferio del mismo lado del movimiento, indicando una predominancia de la imaginación sobre el movimiento en áreas sensitivas y de preparación motora; aunque no se presenta en canales Fz, T3, F8 y T4, indicando que principalmente, en áreas auditivas no se percibe la orden para imaginación y movimiento

Para la actividad de imaginar, el mayor porcentaje de ocurrencia de las ondas previas al movimiento y de la desincronización relacionada a eventos, sucede en Fz, indicando activación de la corteza premotora, y la ausencia en canal F3 debido a que esta se activa principalmente en retroalimentación de movimiento, la cual no existe en imaginación

CONCLUSIONES

Se desarrolló una herramienta computacional que permite la sincronización, simulación y caracterización de los potenciales relacionados a eventos motores, la cual brinda de forma automática información tanto en amplitud como en latencia de cada una de las ondas relacionadas con el movimiento

Para la sincronización de señales de diferentes dispositivos como EEG y EMG es indispensable el uso de marcadores en las señales originales, como lo fue el uso de variación de ancho de pulso en el trabajo desarrollado

El modelo matemático desarrollado permite dar cuenta del número de neuronas involucradas en un proceso, gracias a la analogía de carga total presente en áreas cerebrales.

Este trabajo permite demostrar la importancia del uso de extracción de características a través de ondas Gaussianas para la reconstrucción de señales, y como insumo de información para el análisis estadístico, ya que éstas permiten acceder a los valores propios de la respuesta electrofisiológica, tales como la amplitud mediante el parámetro a , a la latencia mediante el parámetro b , al ancho medio a la altura media mediante el parámetro c y a la línea base mediante el parámetro t .

Los valores de amplitud presentados para las pruebas realizadas, los cuales oscilaron entre 1 y 3 μV , dan cuenta de la anulación entre las señales por la gran cantidad de procesos cerebrales presentes en una tarea motora. Este hecho es motivación para continuar trabajando en el tipo de protocolos que se deben utilizar en los procesos motores, además de realizar caracterizaciones con diferentes tipos de poblaciones.

El grupo de canales del área frontal, dan cuenta de la activación de la corteza premotora en los canales F3, F4 y Fz, la cual se encarga del proceso de preparación motora mediante el sistema de neuronas espejo, y dan cuenta de la activación de la corteza prefrontal en los canales F7 y F8, encargada de toma de decisiones y comportamiento ante órdenes dadas por imitación. Se encuentra que para las actividades de mover e imaginar mover hay una mayor predominancia en corteza premotora, indicando el envío de información eferente hacia extremidad y para la actividad de imaginar, mayor predominancia en área prefrontal indicando la activación de neuronas espejo por el sistema de imitación de movimientos en imaginación motora

Para los canales centrales, se puede concluir que existe una activación de la corteza motora primaria, encargada del movimiento y de la primera retroalimentación con aferencias del miembro que realiza el movimiento; de forma general siempre se tiene activación propiamente del área media del surco central ubicada en electrodo Cz, y para actividades específicas, electrodo C3 en movimiento y C4 en actividad que involucre imaginación.

Para el canal parietal estudiado, se observa gran amplitud de la señal en la actividad de mover, debido a que es en ésta área que se realiza la retroalimentación sensoriomotora

Para los canales temporales, asociados a estimulación auditiva, se presentan los mayores valores de amplitud para las actividades de imaginar – mover y mover, para el canal T3, indicando la contralateralidad del estímulo, y para imaginar, T4.

De los 11 canales utilizados para el estudio, se puede concluir que, aunque los canales temporales brindan información valiosa de la recepción del estímulo auditivo, y el canal

parietal de la retroalimentación sensorial, no son relevantes en la evaluación de los potenciales motores, ni permiten discriminar entre las diferentes actividades. De otra forma, la información más relevante a la hora de evaluar este tipo de potenciales se presenta en áreas prefrontales, premotoras y motora primaria, ubicadas en canales frontales y centrales.

Para todas las áreas cerebrales, se evidencia un agrupamiento en los datos de mover e imaginar-mover, con una predominancia de amplitudes en la actividad solo de movimiento.

En las componentes principales 1 y 2 se presentan siempre 2 grupos de datos, un agrupamiento en donde se unen la mayoría de las observaciones de la actividad de imaginar, y agrupamiento de la mayor parte de observaciones de mover e imaginar mover, lo cual puede ser explicado por la similitud que se tiene entre las actividades de mover e imaginar-mover.

Este trabajo permite evidenciar que es de vital importancia en investigaciones asociadas a movimiento, el uso de más de una técnica electrofisiológica, con el fin de realizar la sincronización de las señales y evaluar la magnitud de los movimientos realizados; aunque en ocasiones esto puede conllevar a alargar los tiempos de procesamiento de las señales, se podrá tener acceso a información de diferentes fuentes corporales ante un mismo evento.

(cerebro y músculos)

CONTRIBUCIONES

El trabajo realizado permitió determinar cuáles son las ondas características para una actividad motora simple con su respectiva caracterización, hecho que permitirá en un futuro evaluar las condiciones de anormalidad de estas señales en sujetos que presenten déficit en funciones motoras.

El desarrollo del software y sincronización de técnicas EEG y EMG, permitió que el Laboratorio de Neurofisiología de la Universidad Autónoma de Manizales iniciara con la atención de sujetos de investigación en protocolos de actividades motoras, lo cual ha permitido generar una base de datos de movimientos e imaginación motora, que será de gran utilidad a la hora de generar investigaciones en el área

IMPACTOS

Semilla para estudios de Autismo mediante análisis de desincronización relacionada a eventos, lo cual en un futuro podrá servir como marcador para este trastorno a través de técnicas electrofisiológicas de bajo costo.

Posibilidad de caracterizaciones adicionales en señales electrofisiológicas gracias a que tiene un software abierto a modificaciones por parte de los ingenieros adscritos a los proyectos del Laboratorio de Neurofisiología.

Gran parte de los estudios asociados a caracterización electrofisiológica de actividades motoras, no contemplan los estudios frecuencia tiempo para análisis de imaginación motora, lo cual, sí hace este trabajo, permitiendo abrir todo un campo de posibilidades en la caracterización de la imaginación.

RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS

Recomendaciones

Para las pruebas motoras, es necesario elegir un músculo con potencial de acción considerable con el fin de facilitar el análisis de la señal electromiográfica, si no es posible hacer esto, se recomienda la utilización de un pulsador. Adicionalmente, se debe prestar especial atención a la disminución del ruido de entrada de electromiógrafo, verificando que exista una tierra adecuada

Con el fin de facilitar las pruebas motoras, se recomienda colocar solo los electrodos Fz, F3, F4, F7, F8, Cz, C3 y C4.

Para futuros trabajos, es necesario realizar pruebas de lateralidad de los sujetos, disminuyendo así la cantidad de *outliers*

Trabajos futuros

Debido a la relación existente entre la desincronización relacionada a eventos y la activación de las neuronas espejo, es necesario el estudio del déficit en este sistema en el transtorno del espectro autista (TEA).

Protocolos de estimulación para aprendizaje de matemáticas mediante cubo de Rubik, mediante el análisis de movimientos en el desarrollo de la tarea de armar el cubo.

Cambios en software desarrollado para realizar la reconstrucción de cualquier tipo de señal electrofisiológica

Uso de señales electrofisiológicas para movimientos en prótesis

ANEXOS

Anexo 1: Dispositivo electrónico sincronización

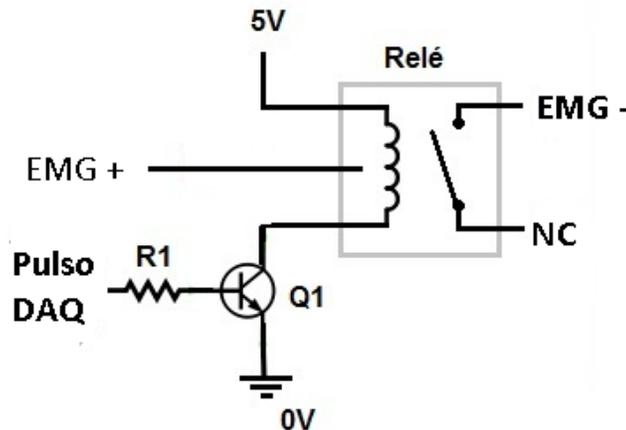


Ilustración 60. Dispositivo para sincronización de señales

Los pines EMG+ y EMG- del relé, son la entrada al electrofisiógrafo (en el puerto donde se ubica el pedal), el pin 5V se conecta a la parte positiva de una fuente de 5 voltios (en este caso, el puerto del DAQ), y el 0V al puerto GND de la fuente, y la base del transistor 2N2222 a331, se conecta mediante una resistencia de $1k\Omega$ a la salida en la tarjeta de adquisición de los pulsos.

Anexo 2: Protocolos para el manejo de pacientes en investigación



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES

COMITÉ DE BIOÉTICA

PROTOCOLOS PARA EL MANEJO DE PACIENTES EN INVESTIGACIÓN

Nombre de la investigación: Sistema integrado para el estudio de potenciales relacionados a eventos
(SIPRES)

Investigadores principales: Francia Restrepo de Mejía, Belarmino Segura Giraldo, María Mercedes Suarez

Coinvestigador: Laura Rocío Giraldo Torres, Daniela López Londoño, Luz Dary Rodríguez Sotelo

FASES Y PROCEDIMIENTOS A REALIZAR	POSIBLES RIESGOS A LOS QUE SE EXPONEN LOS PACIENTES	ACCIONES QUE SE IMPLEMENTARÁN PARA MINIMIZAR LOS RIESGOS	EVIDENCIAS CIENTÍFICAS QUE DEMUESTRAN QUE LAS ACCIONES A IMPLEMENTAR TIENEN SUSTENTO TEÓRICO
1. Se diligenciarán mis datos de identificación personales y antecedentes neurológicos familiares	<i>Ninguna, ya que se realizará en posición sedente.</i>		

<p>2. Me aplicarán una prueba estandarizada de lateralidad, en la cual se me pedirá que camine hacia una mesa y realice la actividad de tomar un elemento, esto con el fin de determinar la preferencia lateral</p>	<p><i>Riesgo de caída al caminar hacia la mesa</i></p>	<p><i>En la prueba de lateralidad, la persona deberá caminar 2 metros, los cuales se encuentran libres de obstáculos</i></p>	<p><i>Moreo Fernández, A. & Gargallo, M. E. (2014) La lateralidad y su influencia en el aprendizaje escolar. Tesis de maestría</i></p>
<p>3. Me fijarán a lo largo del cuero cabelludo 14 electrodos de superficie de electroencefalografía, que permitirán visualizar en una pantalla la actividad que tiene el cerebro al desarrollar la tarea.</p>	<p>El riesgo que pueden sufrir los sujetos de investigación en la conexión de los electrodos, está relacionado con cansancio y fatiga, ya se debe estar sentado por un periodo entre 30 y 40 minutos.</p> <p>Puede presentar enrojecimiento del cuero cabelludo por la exfoliación (limpieza) de la piel.</p>	<p>Acompañamiento a los participantes durante el desarrollo de las actividades planeadas.</p> <p>Si presenta enrojecimiento se suspenderá inmediatamente el proceso de limpieza.</p> <p>Contar con personal capacitado para realizar la conexión.</p>	<p>Klem , G. H., Luders, H. O., Jasper, H. H., & Elger , C. (1999). The ten-twenty electrode system of the international The International Federation of Clinical Neurophysiology . <i>Electroencephalography and Clinical Neurophysiology</i> , Supplement 52, 3-6.</p> <p>Redolar Ripoll, D. (2013). <i>Neurociencia Cognitiva</i>. Madrid: MÉDICA PANAMERICANA, S.A</p> <p>Luck, S., & Kappenman, E. (2012). <i>The Oxford Handbook of event-related potential components</i>. New York: Oxford University Press, Inc.</p>

<p>4. Me fijaran 3 electrodos de superficie para la electromiografía, en el brazo dominante, los cuales permitirán dar cuenta de los movimientos realizados por mí. Durante las actividades 3 y 4 se podrán producir molestias en la piel, además de enrojecimiento debido a la fricción.</p>	<p>Alergia a los insumos de limpieza o fijador de electrodos. Fatiga a la conexión de electrodos ya que esta actividad podría realizarse en contadas ocasiones debido a interferencia de la conexión.</p>	<p>Si presenta enrojecimiento se suspenderá inmediatamente el proceso de limpieza y/o fijación de electrodos. Contar con personal capacitado para realizar la conexión.</p>	<p>Tarkka, I., & Hallett, M. (1990). Cortical topography of premotor and motor potential precedin self-paced, voluntary movement of dominant and non-dominant hands. Elsevier Scientific Publiser Irelan, Ltd. Ferreira Lage, E. (2009). <i>La técnica de electroencefalografía a en la evaluación de la actividad cortical motora</i>. Salamanca.</p>
<p>5. Me explicarán el protocolo a realizar, el cual consiste en realizar la flexión y extensión sucesiva del codo en un tiempo determinado.</p>	<p><i>Ninguna, ya que se realizara en una posición que le resulte cómoda.</i></p>	<p>Acompañamiento en situación de dudas.</p>	<p>Hillyard, S. (2009). Event-related potentials (ERPs) and cognitive processing. <i>Encyclopedia of Neuroscience</i>, 13-18. Chiappa, K. H. (1997). <i>Evoked potentials in clinical medicine</i>. Lippincott William & Wilkins.</p>
<p>6. Me aplicarán el protocolo explicado en la actividad 5 durante 3 repeticiones, cada repetición tiene una duración de 75 segundos y se realizará con la luz apagada.</p>	<p>Los sujetos de investigación pueden presentar fatiga y cansancio ya que deben permanecer sentados lo más quietos posible</p>	<p>Se prevé un periodo de descanso de 10 minutos entre cada prueba, donde se hace acompañamiento y charlas de entretenimiento.</p>	<p>Cadwell. (2001-2016). <i>Cadwell</i>. Obtenido de Cadwell Industries. Products: https://www.cadwell.com/products/ Ojeda, E. (2015). <i>Potenciales Evocados Visuales y</i></p>

	<p>durante la presentación del estímulo los cuales duran alrededor de 10 a 15 minutos dependiendo la prueba.</p>		<p><i>Electroencefalografía. Metodología. Acta Neurol Colomb.</i></p>
<p>7. Se retirará electrodo por electrodo y simultáneamente se realizarán una limpieza de cada una de las áreas en las que se tuvo contacto con los electrodos.</p>	<p><i>Se puede presentar malestar al retirar los implementos de fijación del electrodo (flexomur cinta, crema conductora)</i></p>	<p>Contar con personal capacitado para retirar los elementos, además de ofrecer limpieza para desprender de manera rápida y suave el material conductor.</p>	<p>Klem , G. H., Luders, H. O., Jasper, H. H., & Elger , C. (1999). The ten-twenty electrode system of the international The International Federation of Clinical Neurophysiology . <i>Electroencephalography and Clinical Neurophysiology</i> , Supplement 52, 3-6.</p>

Anexo 3: Consentimiento informado



GRUPO DE INVESTIGACIÓN
Neuroaprendizaje- CITERM- Automática

INVESTIGACIÓN:
SISTEMA INTEGRADO PARA EL ESTUDIO DE POTENCIALES RELACIONADOS A EVENTOS
(SIPRES)

Ciudad y fecha: _____

Yo, _____ una vez informado sobre los propósitos, objetivos, procedimientos de intervención y evaluación que se llevarán a cabo en esta investigación y los posibles riesgos que se puedan generar de ella, autorizo a Francia Restrepo de Mejía, María Mercedes Suarez de la Torre, Belarmino Segura Giraldo, Daniela López Londoño, Laura Rocío Giraldo Torres, de la Universidad Autónoma de Manizales, para la realización de las siguientes procedimientos:

1. Se diligenciarán mis datos de identificación personales y antecedentes neurológicos familiares.
2. Me aplicarán una prueba estandarizada de lateralidad, en la cual se me pedirá que camine hacia una mesa y realice la actividad de tomar un elemento, esto con el fin de determinar la preferencia lateral.
3. Me fijarán a lo largo del cuero cabelludo 14 electrodos de superficie de electroencefalografía, que permitirán visualizar en una pantalla la actividad que tiene el cerebro al desarrollar la tarea.
4. Me fijaran 3 electrodos de superficie para la electromiografía, en el brazo dominante, los cuales permitirán dar cuenta de los movimientos realizados por mí. Durante las actividades 3 y 4 se podrán producir molestias en la piel, además de enrojecimiento debido a la fricción.
5. Me explicarán el protocolo a realizar, el cual consiste en realizar la flexión y extensión sucesiva del codo en un tiempo determinado.
6. Me aplicarán el protocolo explicado en la actividad 5 durante 3 repeticiones, cada repetición tiene una duración de 75 segundos y se realizará con la luz apagada.
7. Se retirará electrodo por electrodo y simultáneamente me realizarán una limpieza de cada una de las áreas en las que se tuvo contacto con los electrodos.

Adicionalmente se me informó que:

- Si en mis actividades cotidianas requiero del uso de anteojos, debo llevarlos conmigo en la realización de la prueba.
- Debo asistir a la prueba acatando las recomendaciones de limpieza en cuanto al lavado del cabello.
- Mi participación en esta investigación es completamente libre y voluntaria, estoy en libertad de retirarme de ella en cualquier momento.

- No recibiré beneficio personal de ninguna clase por la participación en este proyecto de investigación. Sin embargo, se espera que los resultados obtenidos permitan mejorar los procesos de evaluación de pacientes con condiciones clínicas similares a las mías.
- Toda la información obtenida y los resultados de la investigación serán tratados confidencialmente. Esta información será archivada en papel y medio electrónico. El archivo del estudio se guardará en la Universidad Autónoma de Manizales bajo la responsabilidad de los investigadores.
- Puesto que toda la información en este proyecto de investigación es llevada al anonimato, los resultados personales no pueden estar disponibles para terceras personas como empleadores, organizaciones gubernamentales, compañías de seguros u otras instituciones educativas. Esto también se aplica a mi cónyuge, a otros miembros de mi familia y a mis médicos.
- El único riesgo que puedo sufrir, está relacionado con cansancio y fatiga por lo que se prevé un periodo de descanso de 10 minutos entre cada prueba.

Hago constar que el presente documento ha sido leído y entendido por mí en su integridad de manera libre y espontánea.

Firma del participante

Documento de identidad _____ No. _____ de _____

Huella Índice derecho:

HUELLA

Firma del padre o acudiente

Documento de identidad _____ No. _____ de _____

Huella Índice derecho:

HUELLA

Proyecto aprobado por el comité de Bioética de la UAM, según consta en el acta No 071-sep 13-2017

Nombre de la investigación en la cual usted participara: Sistema integrado para el estudio de Potenciales Relacionados a Eventos (SIPRES)

Objetivo general: Desarrollar un sistema integrado para el estudio de potenciales relacionados a eventos (SIPRES)

Justificación: Los diferentes registros electrofisiológicos permiten dar cuenta de procesos tanto cerebrales, musculares, entre otros, lo cual es necesario evaluar para saber si éstos están ocurriendo correctamente, dentro de estos procesos podemos encontrar las emociones, el lenguaje y el movimiento. Esta herramienta permitirá acceder a esos registros de manera simultánea, evaluando así diferentes procesos cognitivos al tiempo.

Riesgos esperados: Esta investigación está en concordancia con el capítulo II artículo 17 de la resolución 8430 de 1993, se considera de riesgo mínimo, se aplicará el consentimiento y asentimiento a los menores.

Beneficios: Se ofrecerá aportes a los profesionales de la salud, los cuales podrán profundizar en áreas de neurociencia cognitivas, para así dar un soporte al diagnóstico de diferentes trastornos en procesos cognitivos,

emocionales, de lenguaje y motores, lo cual permitirá contribuir al mejoramiento de la calidad de vida de los pacientes