



**Universidad  
Tecnológica  
del Perú**

**Facultad de Ingeniería**

**Ingeniería Electrónica**

**Programa Especial de Titulación**

**“Diseño e implementación de un software de procesamiento de señales EEG para medir y apoyar el nivel de concentración en estudiantes con déficit de atención mediante una estimulación audiovisual”**

**Álvaro Felipe Miyahira Terán**

**para optar el Título Profesional de  
Ingeniero Electrónico**

**Asesor: Joel Jesús Figueroa Vilcarromero**

**Lima - Perú**

**2022**

# Diseño e implementación de un software de procesamiento de señales EEG para medir y apoyar el nivel de concentración en estudiantes con déficit de atención mediante una estimulación audiovisual

## INFORME DE ORIGINALIDAD

14%

INDICE DE SIMILITUD

13%

FUENTES DE INTERNET

3%

PUBLICACIONES

7%

TRABAJOS DEL ESTUDIANTE

## FUENTES PRIMARIAS

1 [docplayer.es](http://docplayer.es) Fuente de Internet 1%

2 [repositorio.ucv.edu.pe](http://repositorio.ucv.edu.pe) Fuente de Internet 1%

3 [1library.co](http://1library.co) Fuente de Internet 1%

4 [repositorio.uladech.edu.pe](http://repositorio.uladech.edu.pe) Fuente de Internet 1%

5 [repository.unipiloto.edu.co](http://repository.unipiloto.edu.co) Fuente de Internet <1%

6 [hdl.handle.net](http://hdl.handle.net) Fuente de Internet <1%

7 [www.coursehero.com](http://www.coursehero.com) Fuente de Internet <1%

8 [qdoc.tips](http://qdoc.tips) Fuente de Internet <1%

**Dedicatoria**

**A ellos y a ellas, que hicieron posible  
este proyecto y que son parte de mi  
vida**

## **RESUMEN**

El presente proyecto busca el diseño e implementación de un software que permitan monitorear las energías, frecuencias y ritmos cerebrales Deltas, Thetas, Alfas y Betas, a través de un post procesamiento del examen de electroencefalografía a dos grupos de voluntarios conformados aleatoriamente y mezclados por 7 hombres y 7 mujeres entre 17 y 22 años. Se detalla que la población de la muestra es de 14 personas. Asimismo, a un grupo se les estimulará audiovisualmente y a los otros no. La estimulación audiovisual será una práctica experimental, en donde la estimulación visual consiste en un círculo verde con 9 círculos verdes concéntricos, en un arreglo matricial, que recorre una ruta específica en un fondo negro. En cuanto a la estimulación sonora, consiste en un sonido binaural de ondas betas a 20 Hertz que las personas escucharán continuamente durante la adquisición de la muestra de EEG. Ello, con el fin de demostrar que la estimulación brindada incrementaría el nivel de concentración de los voluntarios y así beneficiar la ayuda al déficit de atención enfocándonos en la onda beta que se relaciona cuando la persona está en un estado de atención activa.

Finalmente, los valores de la energía espectral de las ondas betas procesadas en el software de los voluntarios de ambos grupos son analizados estadísticamente por la prueba de Mann Whitney, como también por la prueba de comparación de medias y en ambos casos se llega a inferir que los grupos estudiados son significativamente diferentes. Por tanto, mediante el software diseñado y junto con la estimulación audiovisual aplicada a los voluntarios apoyaría al nivel de concentración y por ende prestar mayor atención activa.

## Índice de figuras

Fig. 2.1 Descomposición Wavelet del árbol de frecuencias de cinco niveles.....	11
Fig. 2.2 Diseño de la interfaz para el usuario de EEGmagic.....	12
Fig. 2.3 Resultados obtenidos del programa EEGmagic .....	13
Fig. 2.4 Interfaz del EEGLAB para el usuario .....	15
Fig. 2.5 Interface del programa Net Station 5.4 .....	17
Fig. 2.6 Interface del programa WinEEG .....	20
Fig. 2.7 Interface del programa Curry 8 .....	21
Fig. 2.8 Anatomía de las regiones resaltantes del encéfalo(imagen editada de la fuente).	28
Fig. 2.9 Electrodo con superficie de oro de tipo copa de AD Instruments.....	29
Fig. 2.10 Sistema 10-20 EEG para la posición de 21 electrodos .....	30
Fig. 2.11 Sistema 10-20 EEG para la posición de 75 electrodos: (a) y (b) representación en tres dimensiones de las medidas y (c) indica en dos dimensiones la vista de la configuración de electrodos.....	31
Fig. 2.12 Señales Beta, Alfa, Theta y Delta, de alta a baja frecuencia .....	34
Fig. 2.13 Tipos de filtros: Frecuencia de corte .....	37
Fig. 2.14 Power Lab 26T AD Instruments .....	41
Fig. 2.15 Nihon Kohden Neurofax .....	42
Fig. 2.16 Logo del programa MatLab .....	43
Fig. 2.17 Logo del programa Adobe Flash .....	44

Fig. 3.1 Panel frontal del PowerLab 26T .....	50
Fig. 3.2 Panel posterior del Power Lab 26T .....	51
Fig. 3.3 Configuración del BioAmp .....	53
Fig. 3.4 Configuración del canal EEG .....	53
Fig. 3.5 Montaje de electrodos según sistema 10-20. Electrodo de acuerdo a la configuración del BioAmp .....	54
Fig. 3.6 Hoja de cálculo del programa del PowerLab donde se registran los datos de la señal EEG .....	55
Fig. 3.7 Equipo de electroencefalografía Nihon Kohden Neurofax EEG-9100 .....	56
Fig. 3.8 Interfaz del software Neurofax9100 de Nihon-Kohden .....	58
Fig. 3.9 Portada del EEG UMA .....	60
Fig. 3.10 Ventana para elegir el hardware .....	61
Fig. 3.11 Interfaz EEG UMA para el PowerLab 26T .....	61
Fig. 3.12 Interfaz EEG UMA para el PowerLab 26T-2 .....	62
Fig. 3.13 Botones de configuración .....	62
Fig. 3.14 Pestañas del EEG UMA .....	63
Fig.3.15 Pestaña Señales: EEG/D/T/A/B .....	64
Fig. 3.16 FFT de Señales .....	64
Fig. 3.17 Predominancia Bandas .....	65
Fig. 3.18 Pestaña Predominancia Banda Individual .....	65

Fig. 3.19 Pestaña Espectrograma D/T/A/B .....	66
Fig. 3.20 Menú Archivo .....	66
Fig.3.21 Menú Ir a .....	67
Fig. 3.22 Menú Ayuda .....	67
Fig. 3.23 Instalador de EEG UMA .....	68
Fig. 3.24 Instalación del compilador del MatLab .....	68
Fig. 3.25 Carpeta general de EEG UMA .....	69
Fig. 3.26 Inicio y selección del programa EEG UMA .....	70
Fig. 3.27 Diagrama de flujo del inicio del programa hasta el botón de ejecución .....	70
Fig 3.28 Ploteo de las señales EEG .....	71
Fig 3.29 Ploteo de FFTde las señales EEG .....	71
Fig 3.30 Ploteo de las energías de las señales EEG .....	72
Fig 3.31 Ploteo de los espectrogramas de las señales EEG .....	73
Fig 3.32 Diagrama de flujo general del programa EEG UMA .....	74
Fig. 4.1 EEG UMA en el Hospital Nacional Dos de Mayo – Neurología.....	76
Fig. 4.2 Ruta seguida de un video de estimulación del proyecto .....	78
Fig. 4.3 Voluntaria sobre camilla e inicio del procedimiento .....	79
Fig. 4.4 Ubicación del proyector, camilla y parlantes .....	79
Fig. 4.5 Ubicación del PowerLab 26T sobre la mesa del tutor .....	80



Fig. 4.6 Visualización de una muestra adquirida en una sesión .....	81
Fig. 4.7 Calificación de doctora en UCI - Hospital Nacional Dos de Mayo .....	82
Fig. 4.8 Calificación de doctor en Neuro-UCI Hospital Nacional Dos de Mayo .....	82
Fig. 4.9 Calificación Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas .....	83
Fig. 4.10 Sector gráfico de Necesidad .....	84
Fig. 4.11 Sector gráfico de Operabilidad .....	84
Fig. 4.12 Sector gráfico de Diseño .....	85
Fig. 4.13 Sector gráfico de Contenido .....	86
Fig. 4.14 Sector gráfico de Calidad .....	86
Fig. 4.15 Sector gráfico de Utilidad .....	87
Fig 4.16 Matriz de adquisiciones del proyecto .....	95
Fig.4. 17 Matriz de riesgos del proyecto .....	96
Fig 4.18 Flujo de caja .....	97
Fig. 4.19 Matriz de gestión de los stakeholders .....	97
Fig. A.1 Tabla de valores en SPSS .....	101
Fig. A.2 Tabla de configuración pre análisis SPSS .....	101
Fig. A.3 Tablas estadísticas de la prueba de Mann Whitney .....	101
Fig. B 1 Diagrama de bloques del equipo electrónico PowerLab 26T .....	102

## Índice de tablas

Tabla 3.1 Cuadro de Ranking de criterios ponderados para el uso del equipo EEG en proyecto .....	47
Tabla 3.2 Cuadro de Ranking de criterios ponderados para el uso del lenguaje de programación y programa de EEG a diseñar .....	47
Tabla 3.3 Cuadro de Ranking de criterios ponderados para el uso del programa para la estimulación audiovisual del proyecto .....	48
Tabla 3.4 Distancia de separación de un equipo de transmisión con salidas de potencia.	49
Tabla 4.1 Necesidad .....	83
Tabla 4.2 Operabilidad .....	84
Tabla 4.3 Diseño .....	85
Tabla 4.4 Contenido .....	85
Tabla 4.5 Calidad .....	86
Tabla 4.6 Utilidad .....	87
Tabla 4.7 Rangos .....	87
Tabla 4.8 Estadísticos de contraste .....	88
Tabla 4.9 Medias y otros datos de las muestras .....	90
Tabla 4.10 Comparación de varianzas .....	90
Tabla 4.11 Intervalo de confianza .....	90
Tabla 4.12 Prueba de comparación de medias .....	91

Tabla 4.13 Rangos .....	92
Tabla 4.14 Estadísticos de prueba .....	92
Tabla 4.16 Cronograma del proyecto .....	94
Tabla 4.17 Presupuesto del proyecto EEG UMA .....	96

## Índice de imágenes

Img. 1 Función Bandabloque en Matlab .....	104
Img. 2 Función Banda por bloque individual en Matlab .....	105
Img. 3 Función EEG UMA NKNF9100 en Matlab parte 1 .....	106
Img. 4 Función EEG UMA NKNF9100 en Matlab parte 2 .....	107
Img. 5 Función EEG UMA NKNF9100 en Matlab parte 3 .....	108
Img. 6 Función EEG UMA NKNF9100 en Matlab parte 4 .....	109
Img. 7 Función EEG UMA NKNF9100 en Matlab parte 5 .....	110
Img. 8 Función EEG UMA NKNF9100 en Matlab parte 6 .....	111
Img. 9 Función EEG UMA NKNF9100 en Matlab parte 7 .....	112
Img. 10 Función EEG UMA NKNF9100 en Matlab parte 8 .....	113
Img. 11 Función EEG UMA NKNF9100 en Matlab parte 9 .....	114
Img. 12 Función EEG UMA PL26T en Matlab parte 1 .....	115
Img. 13 Función EEG UMA PL26T en Matlab parte 2 .....	116
Img. 14 Función EEG UMA PL26T en Matlab parte 3 .....	117
Img. 15 Función EEG UMA PL26T en Matlab parte 4 .....	118
Img. 16 Función EEG UMA PL26T en Matlab parte 5 .....	119
Img. 17 Función EEG UMA PL26T en Matlab parte 6 .....	120
Img. 18 Función EEG UMA PL26T en Matlab parte 7 .....	121

Img. 19 Función EEG UMA PL26T en Matlab parte 8 .....	122
Img. 20 Función EEG UMA PL26T en Matlab parte 9 .....	123
Img. 21 Función EEG UMA PL26T en Matlab parte 10 .....	124
Img. 22 Función energía banda en Matlab .....	125
Img. 23 Función etiqueta banda y falfanknf9100 en Matlab .....	126
Img. 24 Función falfapl26t y fbetanknf9100 en Matlab .....	127
Img. 25 Función fbetapl26t y fdeltanknf9100 en Matlab.....	128
Img. 26 Función fdeltapl26t y fthetanknf9100 en Matlab .....	129
Img. 27 Función fthetapl26t y MenuEEG en Matlab .....	130
Img. 28 Función MenuEEG en Matlab parte 2 .....	131
Img. 29 Función MenuEEG en Matlab parte 3 .....	132
Img. 30 Función ploteoentimposenal en Matlab .....	133
Img. 31 Función ploteoentimposenal parte 2 y portada en Matlab .....	134
Img. 32 Función portada parte 2 en Matlab .....	135
Img. 33 Función sel_energia y sistema_10_20 en Matlab .....	136
Img. 34 Función sistema_10_20 parte 2 en Matlab .....	137
Img. 35 Función ventana_emergentescaballero en Matlab .....	138

## Índice de contenido

<b>Dedicatoria</b> .....	I
<b>Resumen</b> .....	II
<b>Índice de figuras</b> .....	IV
<b>Índice de tablas</b> .....	VIII
<b>Índice de imágenes</b> .....	X
<b>Índice de contenido</b> .....	XII
<b>Introducción</b> .....	XVII
<b>Capítulo 1: Planteamiento del problema</b> .....	1
1.1 Definición del problema.....	1
1.1.1 Problema general .....	1
1.1.2 Problema específico.....	2
1.2 Objetivos .....	2
1.2.1 Objetivo general .....	3
1.2.2 Objetivo específicos.....	3
1.3 Justificación e importancia .....	4
1.4 Alcance y limitaciones .....	5
1.4.1 Alcances del proyecto propuesto.....	5
1.4.2 Limitaciones del proyecto propuesto.....	6
<b>Capítulo 2: Marco teórico</b> .....	8
2.1 Estado del arte .....	8
2.1.1 Proyectos realizados por académicos internacionales .....	9

2.1.1.1 Software de análisis de energía en señales electroencefalográficas basado en la Transformada discreta de Wavelet .....	9
2.1.1.2 EEGmagic: programa para analizar señales electroencefalográficas .....	11
2.1.1.3 EEGLAB .....	14
2.1.2 Software comercial actual en el mercado .....	16
2.1.2.1 Net Station 5.4 .....	17
2.1.2.2 WinEGG .....	19
2.1.2.3 Curry8 .....	21
2.1.3 Proyectos realizados por académicos nacionales .....	22
2.1.3.1 Motivación de logro y rendimiento académicos en alumnos de secundaria de una institución educativa del Callao .....	22
2.1.3.2 Estrategias de aprendizaje y motivación; y estrés académico en alumnos del nivel secundario de una institución educativa estatal de Trujillo .....	23
2.1.3.3 Programa de estimulación de las habilidades prelectoras en niños y niñas de educación inicial de la provincia constitucional del Callao, Perú .....	24
2.1.3.4 La aplicación de pictogramas para la estimulación de la comprensión de cuentos en niños y niñas de 4 años de la I.E.I.Villa Paxa N° 279 – 2016 .....	25
2.2 Fundamento teórico .....	26
2.2.1 Fundamentos de la electroencefalografía .....	26
2.2.1.1 Principales partes anatómicas del encéfalo .....	27
2.2.2 Electrodo para la adquisición de señales EEG .....	28
2.2.3 El sistema 10-20 de los electrodos sobre la piel .....	29
2.2.4 Ritmos cerebrales .....	31
2.2.4.1 Señal Delta ( $\delta$ ).....	32

2.2.4.2 Señal Theta ( $\theta$ ) .....	32
2.2.4.3 Señal Alfa ( $\alpha$ ) .....	32
2.2.4.4 Señal Beta ( $\beta$ ) .....	33
2.2.4.5 Señal Gamma ( $\gamma$ ) .....	33
2.2.5 La transformada de Fourier .....	34
2.2.6 La transformada inversa de Fourier .....	35
2.2.7 La energía espectral .....	35
2.2.8 Filtro digital .....	36
2.2.9 Estimulación audiovisual .....	38
2.2.9.1 Estimulación auditiva por ritmo binaural .....	38
2.2.9.2 Estimulación visual .....	39
2.2.10 El trastorno por déficit de atención .....	39
2.2.11 Power Lab 26T .....	41
2.2.12 Nihon Kohden Neurofax EEG-9100 .....	42
2.2.13 Matlab .....	43
2.2.14 Adobe Flash Profesional .....	44
2.2.15 IBM SPSS Statistics .....	45
2.3 Marco metodológico .....	45
<b>Capítulo 3: Desarrollo de la solución</b> .....	46
3.1 Planteamiento del proyecto .....	46
3.1.1 Desarrollo de los hardware Powerlab26T y Nihon Kohden Neurofax 9100 ..	48
3.1.1.1 Power Lab 26T.....	48
3.1.1.1.1 Panel frontal del PowerLab 26T.....	50
3.1.1.1.2 Panel posterior del PowerLab 26T.....	51



3.1.1.1.3 Configuración del equipo PowerLab 26T.....	52
3.1.1.1.4 Adquisición de señal EEG del PowerLab 26T.....	53
3.1.1.1.5 Exportación de los datos obtenidos del registro EEG del PowerLab 26T	54
3.1.1.2 Nihon Kohden Neurofax EEG-9100.....	55
3.1.1.2.1 Características y configuración del equipo Nihon Kohden Neurofax EEG-9100.....	56
3.1.1.2.2 Adquisición de las señales EEG en el equipo Nihon Kohden.....	57
3.1.1.2.3 Exportación de los datos obtenidos del registro EEG del Nihon Kohden.....	58
3.2 Ejecución del proyecto.....	59
3.2.1 Desarrollo del software EEG UMA.....	59
3.2.1.1 Interfaz gráfica de EEG UMA .....	59
3.2.1.1.1 Portada inicial y ventana de elección del programa.....	60
3.2.1.1.2 EEG UMA: PowerLab 26T y Nihon Kohden.....	61
3.2.1.1.3 Barra de menú, botones y ventanas emergentes del EEG UMA.....	62
3.2.1.1.4 Manual de operación .....	67
3.2.1.1.5 Manual de instalación del programa EEG UMA.....	68
3.2.1.1.6 Diagrama de flujo de los algoritmos implementados en EEG UMA.....	69
<b>Capítulo 4: Análisis de resultados</b> .....	75
4.1 Aspectos técnicos .....	75
4.1.1 Prueba del funcionamiento del software.....	75
4.1.1.1 Resultados del uso del software con voluntarios en el laboratorio de la Escuela de Medicina UPC.....	76
4.1.1.2 Validación del software EEG UMA calificado por especialistas.....	81

4.1.1.3 Validación de la estimulación audiovisual para apoyar el nivel de concentración.....	88
4.1.1.4 Primer análisis estadístico.....	89
4.1.1.5 Segundo análisis estadístico.....	91
4.1.1.6 Discusión de la validación de la estimulación audiovisual para apoyar el nivel de concentración.....	93
4.1.1.7 Cronograma del proyecto.....	94
4.2 Aspectos económicos e inclusión técnicos técnicos del proyecto .....	95
4.2.1 Adquisiciones del proyecto y presupuesto para el diseño del programa EEG UMA .....	95
4.2.2 Riesgos como peligros asociados al proyecto EEG UMA en curso .....	96
4.2.3 Flujo de caja .....	97
4.2.4 Stakeholders del proyecto.....	97
<b>Conclusiones</b> .....	98
<b>Recomendaciones para trabajos futuros</b> .....	100
<b>Anexo A</b> .....	101
<b>Anexo B</b> .....	102
<b>Anexo C</b> .....	104
<b>Bibliografía</b> .....	139

## **INTRODUCCIÓN**

El presente proyecto consiste en el diseño de implementación de un software que permita monitorear las energías, frecuencias y ritmos cerebrales Deltas, Thetas, Alfas y Betas, a través de un posterior procesamiento del examen de electroencefalografía a dos grupos de voluntarios: el primero, estimulado audiovisualmente, y el segundo sin estimulación audiovisual. Se espera demostrar que la estimulación brindada incrementará el nivel de concentración de los voluntarios del primer grupo y así disminuir el déficit de atención. En la actualidad, existen diversos factores exógenos como endógenos que hacen desconcentrar a un estudiante, denominado procrastinación, el cual no le permite mantener la atención en sus clases. Por ello, para entender el campo de la electroencefalografía, el déficit de atención y la generación de algoritmos para el procesamiento digital de las ondas cerebrales, se abordará el trabajo en 4 capítulos. El primero, abordará la presentación y justificación del problema, revisión de proyectos de investigación realizados en el mundo académico internacional como nacional, como también en la parte comercial, aplicaciones directas como indirectas, ventajas y desventajas del programa a presentar y el planteamiento de los objetivos. El segundo capítulo, abarcará el marco conceptual y la terminología básica que permitirá entender en los subsiguientes capítulos. El tercer capítulo, tratará sobre el desarrollo del hardware a emplear,

el cual explicará las características, modo de configuración, adquisición de las señales EEG, como también la exportación de los archivos en los formatos respectivos para el posterior procesamiento. Asimismo, se explicará la interfaz, comandos, funciones y diagrama de flujo de los algoritmos empleados del programa diseñado. En el cuarto capítulo se desarrollará, las pruebas, la validación del programa y estimulación audiovisual, resultados y discusión. En la parte final se mostrarán las conclusiones obtenidas y las recomendaciones para próximos trabajos.

## **CAPÍTULO 1**

### **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

#### **1.1 Definición del problema**

La definición del problema estará compuesta por el problema general y problema específico que se planteó para el presente proyecto. A continuación, se aborda el primer punto.

##### **1.1.1 Problema general**

En la actualidad, existen diversos factores exógenos como endógenos que hacen desconcentrar a un estudiante o persona, los cuales no le permite prestar la debida atención durante un proceso que requiere concentración como en las clases del colegio, universidad o trabajo; como también, no culminar a tiempo con el mejor nivel competitivo una tarea asignada en alguna materia, perjudicando el desempeño académico del alumno o de la persona en sus labores. Sin embargo, el individuo que tenga la tendencia a no atender o perder la concentración a ciertas tareas, pueda que tenga el trastorno por déficit de atención (TDA). No existe hasta el momento un censo realizado a la población peruana de cuantas personas son las que tienen esta alteración neuronal. Sin embargo, en la República de Argentina, en la

provincia de Buenos Aires, sí existe. La investigación se llevó a cabo en dos centros de estudios, en donde la muestra total fue de 1230, entre ellos, niños y adolescentes de 4 a 14 años, 52,3% varones y 47,7% mujeres. Para realizar el censo utilizaron la clasificación de TDAH para maestros y padres SNAP IV. Los resultados que se obtuvieron fueron de 4% para casos positivos y la relación varón/mujer fue de 3,11 / 1.

### **1.1.2 Problema específico**

Hoy en día existen diversos métodos a tratar para el trastorno mencionado del déficit de atención. Uno de los pasos para detectar la falta de atención, es el de la electroencefalografía (EEG), que consiste en digitalizar las ondas cerebrales de diversos puntos en el cráneo y mediante el procesamiento de las señales, por medio de programas de algoritmos computacionales, monitorizar las frecuencias de las ondas cerebrales y así poder realizar investigaciones o estudios de seguimiento de la persona afectada, para saber cuáles son los posibles factores que influyen para desconcentrarse. Esta propuesta resulta innovadora y de gran utilidad, puesto que permite el estudio por medio de varias sesiones y el análisis del nivel de atención que muestra cuando se someta a las evaluaciones a la persona con el trastorno. Por lo que, a la fecha no existe un software que permite monitorear las energías, frecuencias y ritmos cerebrales y sobretodo que los analice para determinar el estado que se encuentra la persona.

## **1.2 Objetivos**

Los objetivos del proyecto se presentarán uno por el marco general y a continuación los objetivos específicos para entender la meta del presente proyecto.

### **1.2.1 Objetivo general**

El objetivo principal del proyecto es el diseño e implementación del software que permitan monitorear las energías, frecuencias y ritmos cerebrales Deltas, Thetas, Alfas y Betas de la muestra obtenida de la persona estimulada audiovisualmente examinados a través de un equipo de electroencefalografía. Para que se cumpla el objetivo principal, se listarán objetivos específicos que dividen el proyecto para una ideal y organizada distribución de la función total.

### **1.2.2 Objetivos específicos**

- Dominar el manejo del hardware del equipo de electroencefalografía y sus periféricos del dispositivo EEG Power Lab 26T de ADInstruments.
- Controlar el software Lab Tutor, PowerLab para la adquisición de la señal EEG.
- Obtener y reconocer las señales de las ondas cerebrales como las Deltas, Thetas, Alfas y Betas a través del equipo EEG.
- Ingresar el archivo de las señales electroencefalográficas adquiridas en el programa del presente proyecto.
- Procesar las señales Deltas, Thetas, Alfas y Betas para obtener sus niveles de energía.
- Procesar los niveles de energía de las señales Deltas, Thetas, Alfas y Betas para visualizar qué banda o ritmo es la que predomina en el examen.
- Realizar una interfaz gráfica con el GUIDE del MATLAB, que permita visualizar el nivel de concentración, el estado de relajación, el estado de sueño y del estado de vigilia que finalmente será el software del proyecto.
- Crear una interfaz lúdica mediovisual con un sonido binaural para apoyar al alumno en el nivel de atención.

- Censar a una población de 10 alumnos en 5 sesiones con la estimulación audiovisual y procesar la data adquirida con el programa proyecto. Se deberá medir y observar las señales Delta, Theta, Alfa y Beta como sus respectivas energías y predominancias en cada bloque de muestras según la cantidad ingresada y analizarlo estadísticamente.

### **1.3 Justificación e importancia**

De acuerdo con el problema planteado, la razón a enfrentar ello, es debido a que no se conocen procedimientos no invasivos para mejorar la falta de atención y concentración en infantes, estudiantes o personas en sus actividades diarias o trabajos para presentar o culminarlos eficientemente. Por lo que, la solución tendrá lugar desde el campo de la medicina, psicología y junto a ellas, de la mano de la electrónica y software. Esta solución, que será finalmente cuantitativamente en el campo científico-tecnológico, constituirá en primer lugar, adquirir las ondas electroencefalográficas de las personas a tratar que permita una interacción o efecto continuo aplicándoles un examen experimental. Ello comprende la estimulación audiovisual creada para esta tesis, que tendrá la intención de mejorar el nivel de concentración y atención de dichas personas. De manera siguiente, en un post procesamiento de la señal EEG con el software EEG-UMA, creado también para la presente tesis, se le monitorizará al individuo los niveles de frecuencias de las bandas componentes de la principal onda cerebral, como las ondas deltas, thetas, alfas y betas. Agregar que estas ondas cerebrales se relacionan con los estados mentales de la persona: estado de relajación, estado de sueño, estado de vigilia o estado de atención y concentración por efecto de alguna actividad exógena. Por tanto, el evaluador podrá distinguir, analizar y realizar seguimiento al comportamiento de las ondas cerebrales del individuo, en especial el desarrollo de la onda beta que compromete a estado de atención y concentración.



## **1.4 Alcance y limitaciones**

Los alcances y limitaciones del programa a proponer fueron enumeradas y consideradas para tener en cuenta si podía ser o no viable, antes que se dé inicio al proyecto. De lo contrario, no se hubiera puesto en marcha para el desarrollo y cumplimiento de los objetivos a mencionar.

### **1.4.1 Alcances del proyecto propuesto**

Los alcances por proponer fueron en algunos casos comparadas con los sistemas actuales que se tienen en el mercado.

- Debido a que es un programa o software enfocado para la monitorización de la atención de un ser humano, es una herramienta clave para el tratamiento y diagnóstico clínico del Trastorno por Déficit de Atención (TDA).
- Los resultados del análisis arrojado del procesamiento de la señal EEG en la terna de ritmos Deltas, Thetas, Alfas y Betas, permiten al usuario que emplea el software, clasificar los estados mentales del paciente por segmentos asignados por el usuario y encasillados debidamente con sus respectivos encuadrados y señalizaciones.
- El programa o software puede ser utilizado en el rubro académico, pues los estudiantes pueden distinguir las bandas de los ritmos Deltas, Thetas, Alfas y Betas y asociarlas directamente al estado mental que se encuentra el examinado.
- Además, otros programas si bien tienen la posibilidad de visualizar la FFT y espectrogramas de los registros de señal EEG obtenidos, la del proyecto propuesto puede además visualizar la de las bandas de los ritmos Deltas, Thetas, Alfas y Betas.
- Se pueden imprimir los gráficos de los resultados obtenidos de los análisis arrojados.

- Se puede seleccionar el archivo EEG a analizar, para que se pueda ejecutar en el programa, el cual permite examinar varios archivos de pacientes a tratar y comparar los estados mentales de cada paciente en un tramo en común.
- Se puede obtener y exportar el archivo de la energía espectral de la onda Beta para un análisis posterior.
- El programa EEG UMA puede ser ejecutado en sistema operativo Windows de Microsoft.

#### **1.4.2 Limitaciones del proyecto propuesto**

Las limitaciones por listar fueron en algunos casos comparadas con los sistemas actuales que se tienen en el mercado; sin embargo, en una próxima versión del programa se pueden ir mejorando para tener uno más enriquecido, mejorado y actualizado. En las siguientes líneas se mencionan los puntos a mejorar.

- Solo es posible realizar un análisis de una derivación electroencefalográfica. Si se desean más análisis de otras derivaciones del cráneo, pues se tendrá que ejecutar varias veces.
- No se pueden realizar análisis de datos en tiempo real.
- Debido a que no se puede realizar el análisis de datos en tiempo real, se tiene que transportar desde la plantilla de datos del programa de adquisición del equipo EEG a una plantilla de cálculo que pueda leer el sistema propuesto.
- No se puede verificar si la data del archivo EEG seleccionado, fue muestreado a otra tasa de muestreo a la que se va a realizar el análisis. Se debe tener cuidado en este punto.

- El programa solamente se puede ejecutar en el sistema operativo de Microsoft Windows y no en otras como en GNU/Linux, Mac, Ubuntu, Debian, etc.
- Debido a la carga computacional que requiere el algoritmo del programa para realizar el procesamiento de las señales EGG, se debe tener en cuenta los requisitos del sistema en donde va a utilizarse.

## **CAPÍTULO 2**

### **MARCO TEÓRICO**

En el presente capítulo, se definen los conceptos básicos que permitirán una comprensión de los capítulos sucesivos, ya que esclarecen las nociones que comprometen al progreso del resultado al problema planteado al inicio del primer capítulo. Por tanto, es relevante explicar la electroencefalografía que se emplea para analizar y estudiar diagnósticos clínicos neurológicos que se llevan a cabo en consultorios privados, centros de salud público o privados, como también en investigaciones.

#### **2.1 Estado del arte**

Este subcapítulo, tiene la intención de describir los diferentes proyectos académicos o equipos biomédicos comerciales propuestos a nivel internacional en el procesamiento digital de señales EEG, que buscan resaltar y analizar acontecimientos o eventos importantes de las ondas cerebrales. La pluralidad de las investigaciones hechas, permiten llevar a cabo productos que hoy en día se pueden adquirir en el mercado y que, por su aporte científico, son de gran utilidad para los diversos campos de estudio de la materia médica neuronal. Con esta premisa, se inicia el desarrollo del presente del capítulo.

### **2.1.1 Proyectos realizados por académicos internacionalmente**

A continuación, se detallará los proyectos elaborados por personas del entorno académico, como de estudiantes y profesores de connotados centros de estudio a nivel mundial.

#### **2.1.1.1 Software de análisis de energía en señales electroencefalográficas basado en la Transformada discreta de Wavelet (Ballesteros y Pardo 2005: 54-61)**

El software realizado en la Universidad Manuela Beltrán en el país de Colombia<sup>1</sup>, analiza las energías de las señales Delta, Theta, Alfa y Beta, que son componentes de las sub-bandas de la señal principal EEG, mediante el algoritmo de procesamiento digital de descomposición por frecuencias de Wavelet, tras hacer la descarga del archivo fuente EEG en el programa. Cabe resaltar que la programación fue desarrollada en el programa académico de Matlab en la versión 6.5, uso del toolbox de Wavelet y además, las pruebas que se realizaron para validarlo fueron de la base de datos MIT-BIH Polysomnographic Database, que es una colección de varias señales fisiológicas grabadas por la Universidad de Tokyo Kasei, Japón, y el Instituto de Tecnología de Massachusetts, Estados Unidos de Norteamérica. Asimismo, el algoritmo de este programa permite comparar las energías de manera porcentual de la señal EEG de acuerdo a la porción elegida a analizar. Además, aparte de graficar la señal principal EEG también lo hace para los cuatro ritmos señalados: alfa, beta, theta y delta. De acuerdo con la metodología utilizada para descomponer a la señal principal en sus sub-bandas, la distribución del árbol de frecuencias de Wavelet es de cinco niveles, como se puede apreciar en la figura 2.1, ya que la señal que se le ingresa al programa solo puede ser de 256 muestras por segundos (Hz). Siguiendo, para obtener los diferentes ritmos de la señal a procesar, se

---

<sup>1</sup> **Ballesteros y Pardo 2005: 54-61**

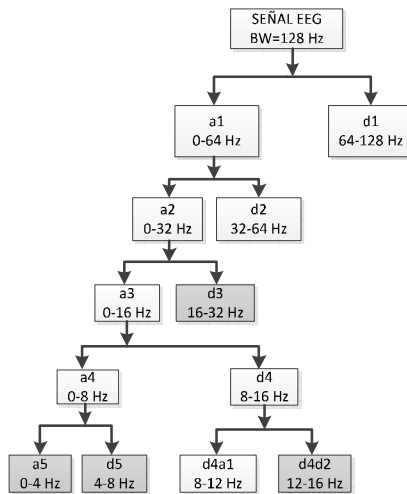
reconstruyen las ondas en los distintos coeficientes de las subramas. Posteriormente, una vez que se selecciona en el programa el tramo a analizar, se grafican y se calculan las energías de las bandas, el cual arrojan los valores en porcentajes.

#### Ventajas:

- El software no aparenta algún grado de dificultad para su empleo y funciones.
- El usuario puede identificar la presencia de la terna de señales EEG en sus composiciones espectrales.
- Capacidad de registro de la señal EEG para saber los distintos estados de la actividad cerebral.
- La capacidad de seleccionar archivos le permite comparar distintas señales EEG obtenidas en el tiempo.
- Software capaz de ser utilizado como una herramienta auxiliar para el diagnóstico clínico.

#### Desventajas:

- No se especifica si el software puede ser ejecutado sin la instalación del compilador del Matlab, de lo contrario sería un producto no versátil y por tanto, dependiente de la ejecución del programa principal del Matlab.
- Solamente se puede analizar los niveles de energía espectral de las sub-bandas EEG de acuerdo con el tramo seleccionado y no por tramos completos para determinar en total la monitorización de energías presentes.
- No se determina si el archivo seleccionado fue muestreado a una frecuencia diferente a la del procesamiento del programa y, por ende, arrojaría error en la descomposición por bandas en las ramas de Wavelet será la apropiada.



**Fig. 2.1** Descomposición Wavelet del árbol de frecuencias de cinco niveles<sup>2</sup>

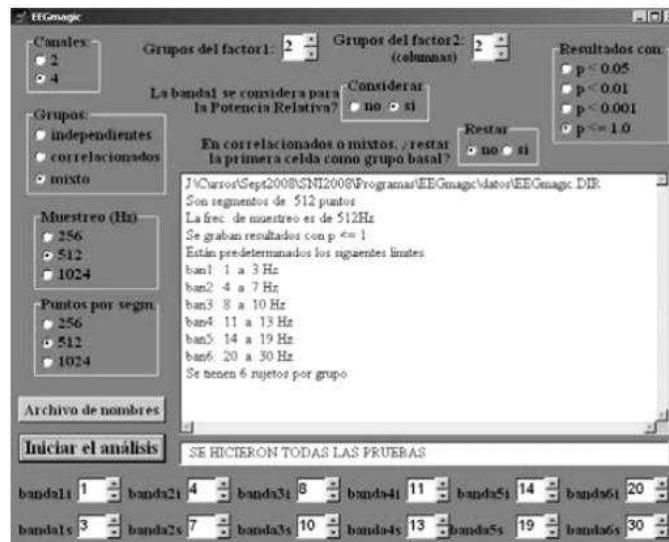
**2.1.1.2 EEGmagic: programa para analizar señales electroencefalográficas (Guevara y Hernández 2009: 41-53)**

El EEGmagic<sup>3</sup> es un software que se elaboró en el Instituto de Neurociencias de la Universidad de Guadalajara, México, que analiza las señales EEG. Principalmente, lo que ejecuta el programa, tras abrir el archivo fuente con las señales EEG, es el procesamiento de estas ondas para obtener los valores de potencia absoluta (PA) y potencia relativa (PR) de las frecuencias individuales como frecuencias agrupadas en banda ancha, mediante la aplicación de la Transformada Rápida de Fourier. Asimismo, se calculan los espectros de correlación (producto momento de Pearson) para que se determine cuantitativamente equivalencias comparando las señales EEG de las áreas homólogas de los hemisferios (correlación interhemisférica) y las áreas localizadas dentro de un idéntico hemisferio (correlación

<sup>2</sup> Ballesteros y Pardo 2005: 57

<sup>3</sup> Guevara y Hernández 2009: 41-53

intrahemisféricas). Además, los cálculos de las anteriores operaciones son también llevados a cabo con datos normalizados; es decir, valores como el PA y PR son convertidos a logaritmos naturales y los valores puntuales de correlación a valores Z de Fisher.



**Fig. 2.2** Diseño de la interfaz para el usuario de EEGmagic<sup>4</sup>

Asimismo, el software culmina aplicando estadística paramétrica a los valores obtenidos de los análisis espectrales. Se agrega, para obtener tales análisis paramétricos es de importancia haber definido a qué tipo estadístico se acoplan los datos EEG que se registraron. Todos los resultados descritos que se obtienen del algoritmo del programa son mostrados en la interfaz. Como se puede apreciar en la figura 2.1, el diseño del entorno gráfico del programa para el usuario es sencillo. Por otro lado, los resultados obtenidos son arrojados en forma de archivos en hojas del programa de WordPad, en columnas como se puede apreciar en la figura 2.3. En donde, detallan las correlaciones entre diferentes celdas, potencias absolutas y relativas.

<sup>4</sup> Guevara y Hernández 2009: 49



EEGMAGIC.TES - WordPad

Archivo Edición Ver Insertar Formato Ayuda

Numpts = 512, Frecmu = 512Hz  
 banda1: 1.00Hz a 3.00Hz banda2: 4.00Hz a 7.00Hz banda3: 8.00Hz a 10.00Hz  
 banda4: 11.00Hz a 13.00Hz banda5: 14.00Hz a 19.00Hz banda6: 20.00Hz a 30.00Hz  
 EEGMAGIC.DIR, 4 canales, grupos independientes de diseño mixto, 12 sujetos por grupo, 22gl

Celdas	Variab	Med1	SE1	Med2	SE2	t	p(bilat)
1 3	01HzPA11	2662.855	311.64	909.880	132.96	5.174	0.00003 *
2 4	01HzPA11	4151.502	612.36	1659.188	331.45	3.579	0.00167 *
1 3	02HzPA11	2862.597	307.58	1131.321	118.50	5.252	0.00003 *
2 4	02HzPA11	3581.566	348.55	1732.089	170.05	4.769	0.00009 *
1 3	03HzPA11	2471.300	287.16	1034.051	101.81	4.717	0.00010 *
2 4	03HzPA11	2789.989	271.73	1444.074	134.53	4.439	0.00021 *
1 3	04HzPA11	2152.564	397.76	814.602	111.27	3.239	0.00377 *
2 4	04HzPA11	2248.640	272.50	1046.786	114.64	4.065	0.00051 *
1 3	05HzPA11	1673.281	309.89	700.055	88.99	3.019	0.00632 *
2 4	05HzPA11	1780.187	188.22	823.238	112.24	4.367	0.00025 *
1 3	06HzPA11	1555.462	320.96	626.347	100.36	2.763	0.01135 *
2 4	06HzPA11	1465.941	183.50	651.650	76.25	4.098	0.00048 *
1 3	07HzPA11	1521.188	270.93	661.339	154.49	2.757	0.01150 *
2 4	07HzPA11	1367.838	165.88	644.641	95.88	3.871	0.00083 *

EEGMAGIC.TES - WordPad

Archivo Edición Ver Insertar Formato Ayuda

Numpts = 512, Frecmu = 512Hz  
 banda1: 1.00Hz a 3.00Hz banda2: 4.00Hz a 7.00Hz banda3: 8.00Hz a 10.00Hz  
 banda4: 11.00Hz a 13.00Hz banda5: 14.00Hz a 19.00Hz banda6: 20.00Hz a 30.00Hz  
 EEGMAGIC.DIR, 4 canales, grupos independientes de diseño mixto, 12 sujetos por grupo, 22gl

Celdas	Variab	Med1	SE1	Med2	SE2	t	p(bilat)
1 3	01HzPA11	7.802	0.13	6.704	0.14	5.782	0.00001 *
2 4	01HzPA11	8.197	0.16	7.268	0.15	4.189	0.00038 *
1 3	02HzPA11	7.891	0.11	6.965	0.11	5.761	0.00001 *
2 4	02HzPA11	8.119	0.11	7.414	0.08	4.935	0.00006 *
1 3	03HzPA11	7.749	0.10	6.885	0.10	5.930	0.00001 *
2 4	03HzPA11	7.880	0.10	7.224	0.10	4.659	0.00012 *
1 3	04HzPA11	7.551	0.14	6.605	0.13	4.945	0.00006 *
2 4	04HzPA11	7.650	0.11	6.896	0.10	5.136	0.00004 *
1 3	05HzPA11	7.299	0.14	6.459	0.13	4.408	0.00022 *
2 4	05HzPA11	7.430	0.10	6.621	0.13	5.012	0.00005 *
1 3	06HzPA11	7.187	0.16	6.297	0.16	3.896	0.00078 *
2 4	06HzPA11	7.205	0.13	6.402	0.12	4.608	0.00014 *

Fig. 2.3 Resultados obtenidos del programa EEGmagic.<sup>5</sup>

Ventajas:

- El programa no requiere de un equipo sofisticado para su ejecución. En cualquier computador que cuente con el sistema operativo de Windows puede ser ejecutado.
- Los datos obtenidos de los cálculos realizados por el software son almacenados en formato ASCII, lo que permite después la flexibilidad de su uso como la representación gráfica.
- Debido a la versatilidad del programa, puede ser utilizado para casos experimentales y clínicas; como también, para proyectos de investigación clínicos y con la fauna.
- El software puede ser solicitado a los autores para fines de investigación científica, pero deben de citar el crédito debido en las publicaciones a realizar.

<sup>5</sup> Guevara y Hernández 2009: 51

Desventajas:

- Si los datos a ingresar en el programa, de las distintas derivaciones y condiciones obtenidas del examen EEG, no se encuentran bien organizados en la carpeta de archivos, entonces no se ejecutará el análisis estadístico y por tanto, ocurrirá un error.
- Si los cálculos que se requieren son de registros mayores a cuatro derivaciones, se tienen que realizar varias ejecuciones del programa EEG magic, haciendo las comparaciones necesarias de interés respectivas.
- No pueden ser visualizadas las gráficas de los datos estadísticos arrojados en el programa. Por lo que, se tiene que acudir a otro programa externo que grafique para poder ser observadas.
- Para el usuario podría no ser atractivo visualmente.

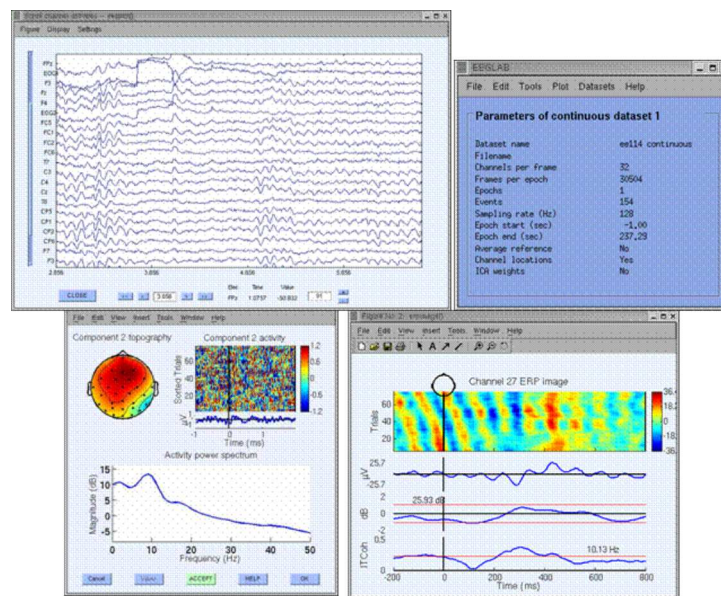
### **2.1.1.3 EEGLAB<sup>6</sup> (Delorme y Makeig 2004: pp. 9-21)**

Es un programa que ha desarrollado herramientas de procesamiento digital de señales y una interfaz gráfica para el usuario. Ello, se basa en la plataforma del Matlab, en donde permite procesar varios canales de distintas derivaciones de EEG. Además, el proyecto de este software está a cargo del Centro Swartz para la Neurociencia Computacional del Instituto de Cómputo Neuronal en la Universidad de California San Diego. Asimismo, el algoritmo del programa permite procesar la data del EEG, así como otras señales dinámicas cerebrales mediante diferentes análisis como: el análisis por componente independiente, el análisis por tiempo y frecuencia, entre otros métodos. En cuanto a la parte gráfica, ofrece de manera

---

<sup>6</sup> Delorme y Makeig 2004: pp. 9-21

individual o en colectivo la data EEG visualizada y modela los eventos cerebrales. Vea la figura 2.4 de la interfaz gráfica para el usuario. Por otro lado, el EEGLAB permite ser mejorado algorítmicamente, debido a que cuenta con la política de una plataforma de acceso libre y por ello, todas las funciones del programa pueden ser descargado. Por lo que, la comunidad de investigadores a nivel mundial puede publicar aditivos o mejoras para el proyecto. El software se ejecuta en Matlab 7 o en versiones posteriores siempre y cuando se encuentre en sistemas operativos como Linux/Unix, Windows o Mac OSX.



**Fig. 2.4** Interfaz del EEGLAB para el usuario<sup>7</sup>

Ventajas:

- El programa es de uso libre; es decir, cualquiera puede descargarlo y utilizarlo para fines académicos.
- La interfaz es simple y agradable para el usuario.

<sup>7</sup> SCCN 2018

- Se puede importar diferentes formatos de archivos par el procesamiento de señal como: \*.txt, \*.loc, \*.elp y \*.map.
- Procesamiento múltiple e individual de ondas EEG de varias derivaciones.
- Puede ser ejecutado en diversos sistemas operativos como Windows, Linux/Unix y Mac OSX.

#### Desventajas:

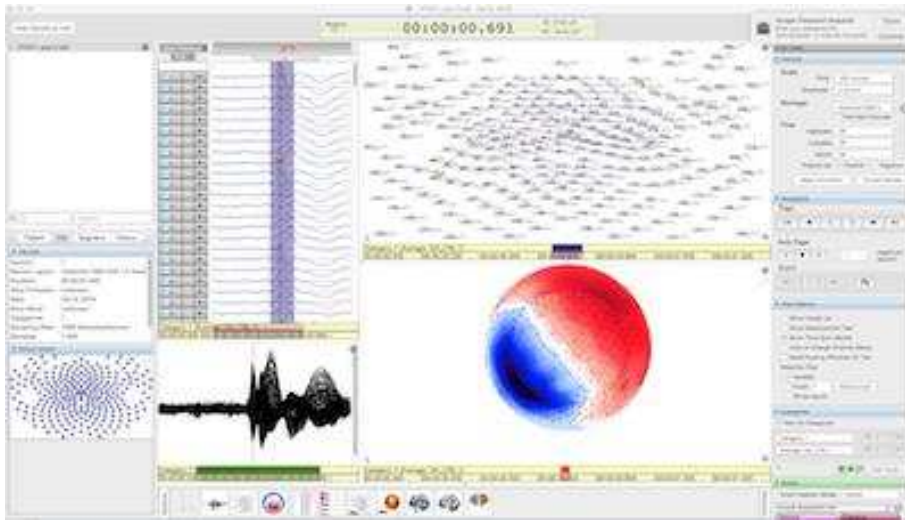
- Si el programa es ejecutado en versiones del Matlab inferiores al 7.0, algunas funciones pueden arrojar error debido a la incompatibilidad de la versión a la que fue elaborada.
- Si se utiliza procesadores de 64 bits, se tendrá que tener en cuenta que la memoria RAM deberá estar entre 4 y 16 GB, para la data de los archivos pesados importados puedan ser procesados con normalidad. Por lo que, la versatilidad del programa disminuye.
- Es necesario que se tenga la herramienta del Matlab del Procesamiento de Señales, puesto que resulta que son más fiables que los que utiliza el EEGLAB. Por tanto, necesita de otras librerías de herramientas para que pueda operar con normalidad, de lo contrario ocurrirán errores.

#### **2.1.2 Software comercial actual en el mercado**

Durante las últimas décadas, la ingeniería biomédica junto con la ingeniería electrónica ha venido evolucionando e innovando en el terreno de las electroencefalografías. Estos avances involucran desde diseños sofisticados electrónicos de última tecnología en las adquisiciones de las señales EEG, hasta el procesamiento digital a altas calidades y resoluciones de estas, para determinar patrones de diagnósticos ágiles en casos clínicos como de estudio. A

continuación, se detallarán los programas más comerciales que existen en el mercado, sus características y beneficios.

### **2.1.2.1 Net Station 5.4 (EGI 2018)**



**Fig. 2.5** Interface del programa Net Station 5.4<sup>8</sup>

El software, de la empresa Electrical Geodesics Incorporated, Net Station en la versión 5.4, es un paquete de programas para exámenes de EEG y análisis de datos de los potenciales de eventos evocados, que es la respuesta del cerebro al estímulo sensorial, cognitivo y motor. Las señales EEG, en primer lugar, son adquiridas por medio del hardware Geodesic EEG System 300 y en tiempo real, en conjunto con el programa realiza el procesamiento de las ondas. Además, se puede revisar, analizar como también visualizar el video sincronizadamente del paciente durante las pruebas a realizarse. Las características del programa Net Station son:

---

<sup>8</sup> EGI 2018

- Visualización de datos de tipo transformada rápida de Fourier (FFT): Se puede apreciar de manera cuadriculada, como el gráfico topográfico o de forma de mapeo topográfico, de acuerdo con el tamaño de bloques definido por el usuario.
- Visualización de datos de tipo agrupado en tiempo y frecuencia (JTF): Se puede apreciar en forma cuadriculada y vistas del gráfico topográfico.
- Video Digital: Se puede apreciar el video grabado de manera sincronizada a la par de los registros EEG capturados en tiempo real.
- Vistas personalizadas: Se puede configurar de acuerdo con las preferencias del usuario; como también, en combinación de montajes y de filtros digitales.
- Navegación: Se puede realizar por eventos, por avance de página o en continua reproducción.
- Revisión de datos: Se puede visualizar de manera múltiple (cuadrulado, gráfico topográfico, gráfico sinóptico y gráfico topográfico), como en formatos múltiples (datos continuos, por categoría y por segmentos sobrepuestos).
- Voltajes potenciales: Se logran visualizar y también en mapeos de densidad de corriente en dos dimensiones topográficas.
- Impresión de datos: Se puede imprimir los datos del gráfico, del gráfico topográfico y de las vistas de mapeo topográfico.
- Visualización de datos en modo desconectado de FFT: Se pueden observar usando combinaciones de bandas de frecuencias en promedio, como en los ritmos Delta, Theta, Alfa y Beta.
- Datos topográficos: Se logran visualizar en películas, en formato de dos dimensiones (2D), como en mapas de textura de tres dimensiones (3D).

- Exportación de datos: Se logran exportar los archivos en tabulaciones delimitadas en texto, en formato European Data Format (EDF+), de manera simple binaria, Matlab y en formato de archivo Persyst.

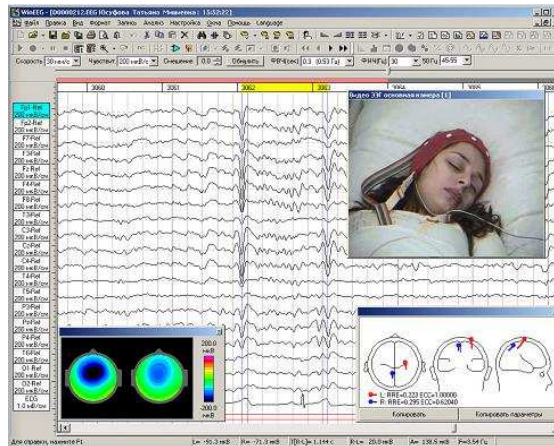
### **2.1.2.2 WinEEG (Mitsar 2013)**

El programa WinEEG<sup>9</sup>, producto de la empresa Mitsar, permite grabar en tiempo real, editar y procesar las señales EEG con los amplificadores Mitsar-201 que cuenta la marca. Asimismo, permite grabar hasta 32 canales EEG que se almacenan en el disco duro y posteriormente realizar los análisis respectivos. Además, mientras se van grabando las señales durante los exámenes a los pacientes, se pueden observar de manera continua en la pantalla del computador. Por otro lado, tiene la opción de grabar al paciente, con una o dos cámaras, en formato de video con señal de audio desde un micrófono de manera sincronizada mientras se está adquiriendo las señales cerebrales. Más aún, el programa puede etiquetar en tiempo real algún comentario sobre la grabación del EEG. En cuanto a la calidad de la señal EEG que se adquiere, el WinEEG permite corregir los artefactos<sup>10</sup> que se presentan en las señales por medio de algoritmos y un filtrado especial que mejoran la adquisición de las ondas.

---

<sup>9</sup> Mitsar 2013

<sup>10</sup> Artefactos: se entiende por errores en la señal adquirida ajenos a las ondas reales y que pueden interferir para que se dé un mal diagnóstico.



**Fig. 2.6** Interface del programa WinEEG

Otras características del programa son las siguientes:

- Las señales EEG que se graban se pueden visualizar en distintos montajes de forma monopolar, bipolar, referencia promedio entre otros.
- El filtrado de las señales se puede realizar mediante filtro digitales IIR para eliminar el ruido ambiental como el cambio de las bandas de frecuencias.
- Se pueden procesar la EEG y obtener los potenciales de acción evocados como también, determinar el análisis Wavelet.
- El programa incluye el análisis espectral de las ondas multicanal y mapeo cerebral. De acuerdo con la selección de las ondas EEG adquiridas se determina la energía espectral. Así como la visualización de histogramas, y tablas estadísticas con respecto a los espectros.
- El mapeo en 3D de las ondas cerebrales es posible por el programa incorporado de LORETA<sup>11</sup>, que permite transferir automáticamente la data para la simulación respectiva.

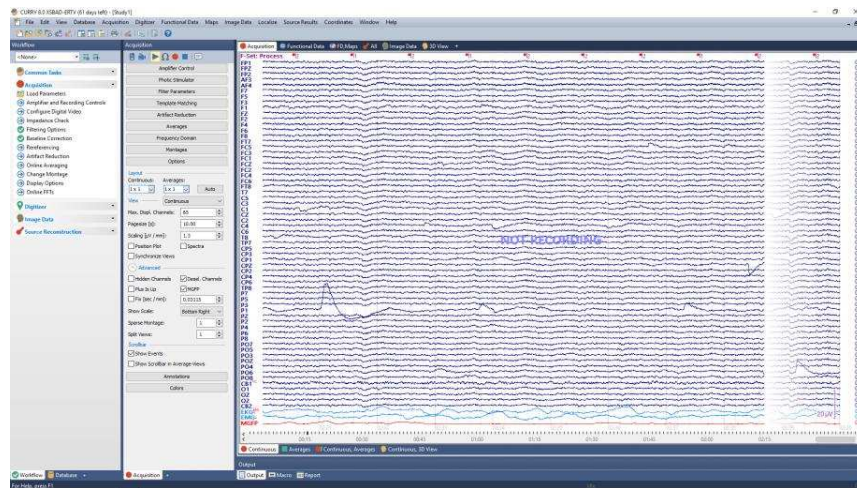
<sup>11</sup> LORETA: Tomografía electromagnética de baja resolución cerebral



- La importación y exportación de la data puede ser posible en distintos formatos como ASCII, Binaria, EDF entre otros.

### 2.1.2.3 Curry8 (Neuroscan 2018)

El programa Curry8<sup>12</sup> que permite la adquisición de data EEG en tiempo real por los amplificadores SynAmps2, Neuvo, Grael EEG y E-Series. Se resalta que puede configurarse para grabar señales de hasta 512 canales y hasta una frecuencia de muestreo de 20000 Hertz.



**Fig. 2.7** Interface del programa Curry 8

Además, entre sus facultades está la de medir la impedancia de los electrodos sin interrumpir la adquisición de señales cerebrales. En cuanto al procesamiento en tiempo real, logra remover los artefactos de las señales, permite seleccionar la data a visualizar, promedios de las señales en FFT y de Wavelet, entre otros. Más aún, en cuanto al procesamiento de la señal, el programa realiza una estimación del ruido presente en la señal, como también, el análisis de tipo espectral. A continuación, se detallarán las demás características de Curry:

<sup>12</sup> Neuroscan 2018

- Puede realizar el mapeo topográfico con y sin las derivaciones Laplacianas.
- Reconstruye la densidad de la corriente incluyendo los algoritmos funcionales de LORETA, sLORETA<sup>13</sup> y eLORETA<sup>14</sup>.
- Permite importar estructuras y data de imágenes funcionales que pueden ser automáticamente segmentadas y utilizadas como una fuente de soluciones basadas en cabezas de modelos individuales.
- Existe una ventana de trabajo que permite visualizar y navegar las operaciones más usadas en el programa.
- Dentro de sus funciones hay unas macros para que autónomamente pueda analizar y crear programas tutoriales e interactivos.
- Arroja en formato de reporte los datos procesados y gráficos.

### **2.1.3 Proyectos realizados por académicos nacionales**

A continuación, se van a mencionar proyectos de investigación realizados en Perú en relación con el tema de la tesis.

#### **2.1.3.1 Motivación de logro y rendimiento académicos en alumnos de secundaria de una institución educativa del Callao (Yoctayo 2010)**

El presente trabajo de investigación fue realizado para optar el grado de maestro en educación en la mención de Psicopedagogía en la universidad particular de San Ignacio de Loyola de Lima, Perú en el 2010. Ello consistía en hacer una investigación y proponer una relación entre

---

<sup>13</sup> sLORETA: Tomografía electromagnética de baja resolución cerebral estandarizada

<sup>14</sup> eLORETA: Tomografía electromagnética de baja resolución cerebral exacta

la motivación del logro y el rendimiento académicos en los alumnos del grado de secundaria en el I.E. mixta Fe y Alegría 43 de Ventanilla Callao. La cantidad total de la población a estudiar fue de 93 alumnos entre el tercer y quinto grado de secundaria y tenían entre 14 y 18 años. Cabe agregar que el autor no especifica si estos alumnos fueron elegidos aleatoriamente o bajo un orden específico. Entonces, a estos alumnos se le aplicó una prueba de motivación de logro académico (MLA), en donde el resultado obtenido fue el siguiente. El índice de correlación fue de 0.39 por medio de la prueba de Spearman, lo que significó una relación moderada entre la motivación de logro y el rendimiento académico. Asimismo, se pudo inferir que las alumnas del sexo femenino tuvieron una motivación de logro mayor al sexo opuesto.<sup>15</sup>

#### **2.1.3.2 Estrategias de aprendizaje y motivación; y estrés académico en alumnos del nivel secundario de una institución educativa estatal de Trujillo (Agurto 2013)**

La actual tesis para optar el título de licenciado en Psicología fue realizada en Trujillo, La Libertad en la universidad privada Antenor Orrego en el 2013. En ella, el objetivo fue la de determinar las correlaciones en las estrategias de aprendizaje y motivación con la variable estrés académico en alumnos del nivel secundario de una institución educativa estatal. La población en total estudiada fue de 171 alumnos y se sometieron a la aplicación del cuestionario multifactorial sobre estrategias de aprendizaje y motivación, así como del Inventario SISCO del Estrés Académico. Se detalla que el autor no especifica entre qué edades ni la proporción de género estuvieron en la muestra. Así como, si estas personas tenían alguna patología psicológica. Finalmente, los resultados obtenidos fueron que se encontraban a niveles normales de estresores, estrategias de afrontamiento y estrés académico general. Concluyéndose que las estrategias de aprovechamiento, ayuda,

---

<sup>15</sup> Yoctayo 2010

metacognición, autointerrogación y los factores de orientación a metas extrínsecas, creencias de control y ansiedad presentaban una relación alta en significancia con el estrés académico.<sup>16</sup>

### **2.1.3.3 Programa de estimulación de las habilidades prelectoras en niños y niñas de educación inicial de la provincia constitucional del Callao, Perú (Velarde y Otros 2011)**

En el presente estudio se analizan los resultados del programa para la Estimulación de las Habilidades Prelectoras, el cual se le aplicó a una población en total de 60 niños y niñas de educación inicial de la Provincia Constitucional del Callao con una media de edad de 5 años. Asimismo, la muestra se sacó de dos instituciones educativas públicas de la Provincia Constitucional del Callao, Perú. Se detalla que, para el experimento, de los 60 sujetos, 30 de ellos fueron asignados al grupo experimental (GE) y los 30 restantes al grupo control (GC), Además, estos grupos fueron evaluados antes y después del test con el Test de Habilidades Prelectoras (T.H.P.) de Velarde, E.; Meléndez, C.; Canales, R. y Lingán, K. (2010). Detallando la investigación, al grupo experimental se le aplicó el programa cognitivo y psicolingüístico de estimulación de las habilidades prelectoras en el horario escolar, en donde se destinaron 16 horas a la semana y durante 4 meses. Finalmente, los resultados que se obtuvieron indicaron que la aplicación de un programa de orientación cognitiva y psicolingüística que incluye la estimulación de la conciencia fonológica, la memoria verbal y el lenguaje oral a través de su componente semántico y sintáctico, mejoran las habilidades prelectoras en niños intervenidos contrastando con los que no fueron sometidos al programa experimental. Concluyéndose, la recomendación de la divulgación del mismo programa para mejorar las competencias prelectoras, el cual prevendrá futuros problemas de aprendizaje en la lectura y escritura.<sup>17</sup>

---

<sup>16</sup> Agurto 2013

<sup>17</sup> Velarde y Otros 2011

#### **2.1.3.4 La aplicación de pictogramas para la estimulación de la comprensión de cuentos en niños y niñas de 4 años de la I.E.I.Villa Paxa N° 279 – 2016 (Arce y Laruta 2017)**

El presente trabajo de investigación fue realizado en la ciudad de Puno en el año 2016 y tiene como objetivo general la de determinar la eficacia de la aplicación de pictogramas en la estimulación de la comprensión de cuentos en los niños y niñas de 4 años. Este estudio fue de tipo experimental cuyo diseño es experimental, considerando como variable independiente pictogramas y la variable dependiente de comprensión de cuentos. Ello fue trabajado en dos grupos: de control y experimental. En cuanto a la recolección de datos se le aplicó la técnica de la observación, en donde su instrumento fue la ficha de observación, sirviendo para evaluar los tres niveles de comprensión de cuentos. Asimismo, emplearon el programa IBM SPSS V230 para el análisis de datos y la contrastación de la hipótesis con la prueba estadística no paramétrico de la prueba T - Student. Finalmente, los resultados obtenidos fueron los siguientes. El cuadro del experimento antes de aplicar los pictogramas en niños y niñas del grupo experimental fue que el 64.7% se ubican en estado de "inicio", el 23.5% se encuentran en "proceso" y el 11.8% se ubican en "logro previsto", el cual se logra dichos porcentajes en los tres niveles de comprensión de cuentos (literal, inferencial y criterial). Luego, el cuadro después de aplicarse los talleres por el periodo de tres meses, el 5.9% de los niños y niñas se ubican en estado de "Inicio", el 17.6% se ubican en "Proceso" y el 76.5% se ubican en "logro previsto", el cual logra dichos porcentajes en los tres niveles de comprensión de cuentos (literal, inferencial, criterial). Por lo que, los resultados muestran la eficacia de la aplicación de pictogramas, donde más de la mitad de los niños y niñas se ubican en la escala "A" Logro Previsto, el cual logra así identificar, reconocer, comparar y comprender satisfactoriamente los cuentos en los tres niveles de comprensión descritos.<sup>18</sup>

---

<sup>18</sup> Arce y Laruta 2017

## **2.2 Fundamento teórico**

En el presente subcapítulo, se definen los conceptos básicos que permitirán una comprensión de los capítulos sucesivos, ya que esclarecen las nociones que comprometen al progreso del resultado al problema planteado al inicio del primer capítulo. Por tanto, es relevante explicar la electroencefalografía que se emplea para analizar y estudiar diagnósticos clínicos neurológicos que se llevan a cabo en consultorios privados, centros de salud público o privados, como también en investigaciones.

### **2.2.1 Fundamentos de la electroencefalografía**

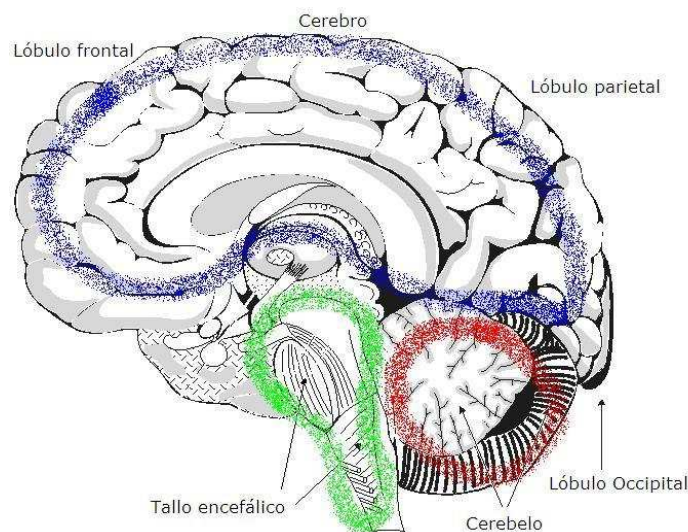
La electroencefalografía es el estudio o interpretación del electroencefalograma (EEG), que es el registro continuo de las fluctuaciones espontáneas de voltaje generadas por el cerebro (John, 1977). Este procedimiento se realiza mediante la colocación de los electrodos superficiales sobre la corteza cerebral o en el cuero cabelludo. Estos son los receptores de las señales cerebrales que provee el conjunto de células neuronales de las personas que están siendo examinadas. Cabe resaltar que toda actividad de las regiones del cerebro producido tales como el estado de sensación de la conciencia de alerta, realizar complejos análisis, el inicio al movimiento muscular, la atención a actividades cotidianas y expresiones de conducta y emotivas, se llegan a transmitir mediante las señales intracraneales.<sup>19</sup>

---

<sup>19</sup> Bronzino 1995c: 201

### **2.2.1.1 Principales partes anatómicas del encéfalo**

El cerebro se puede dividir en tres partes: el cerebro, cerebelo y tallo encefálico.<sup>20</sup> Véase figura 2.8. El cerebro está compuesto por dos lóbulos, el izquierdo y el derecho. Esta parte tiene altas capas de superficies arrugadas y surcos, llamado corte cerebral. Además, el cerebro incluye las regiones que dan origen a la motricidad, el estado sensorial de vigilia, capacidad del análisis complejo, como las expresiones emotivas y de conducta. En el cerebelo es donde se coordinan los movimientos voluntarios musculares; como también, la de mantener el equilibrio. En el tallo cerebral se controlan las funciones involuntarias como la respiración, regulación cardíaca, biorritmo, las hormonas neuronales, como de las áreas hormonales.



**Fig. 2.8** Anatomía de las regiones resaltantes del encéfalo (imagen editada de la fuente)<sup>21</sup>

Por tanto, para el estudio de las señales EEG está esclarecido que permitirá el camino para el diagnóstico de muchos desordenes neurológicos y otras anomalías en el humano. La

<sup>20</sup> Sanei y Chambers 2007: 8

<sup>21</sup> Malmivuo y Plonsey 1995

adquisición de las señales EEG en humanos, como también puede ser en animales, es utilizado para investigaciones de problemas clínicos como:

- Localización de áreas dañadas por traumas cerebrales, tumoraciones como derrames cerebrales
- Monitorización del estado de coma, de vigilia y muerte cerebral
- Controlar el grado de anestesia
- Investigaciones epilépticas y localizando el origen del ataque
- Ensayos de los efectos de medicamentos contra la epilepsia
- Investigaciones de desórdenes mentales
- Desarrollo del monitoreo cerebral

Los puntos mencionados enriquecen el análisis de las señales EEG y forman parte de la motivación para la necesidad de seguir avanzando en nuevas técnicas de procesamiento de señales. De esta manera, se puede auxiliar cooperando con los médicos clínicos en sus interpretaciones.<sup>22</sup>

### **2.2.2 Electrodo para la adquisición de señales EEG**

El uso de electrodos para exámenes de electroencefalogramas está arraigado desde hace décadas. Este componente es clave para adquisición de señales no solo para EEG, sino también para exámenes de electrocardiogramas. El electrodo está compuesto de un metal conductor que se coloca sobre la superficie de la piel, que puede ser con un gel o pasta que

---

<sup>22</sup> Sanei y Chambers 2007: 9-10



asegura el contacto, con la menor impedancia posible. Véase figura 2.9. Agregar que existen electrodos secos que pueden emplearse para estos estudios.



**Fig. 2.9** Electrodo con superficie de oro de tipo copa de AD Instruments<sup>23</sup>

El metal con el que es cubierto puede ser de plata, oro, platino y plata alemana, que es una aleación entre el nickel y la plata. La forma con la que es normalmente producida es la de tipo succión para facilitar la adherencia con la piel.<sup>24</sup> Los electrodos de clase copa, con la superficie de oro y con un agujero en la cima para que ingrese y asegure el contacto con la pasta o gel, son frecuentemente utilizados en centros de salud público y privados.

### **2.2.3 El sistema 10-20 de los electrodos sobre la piel**

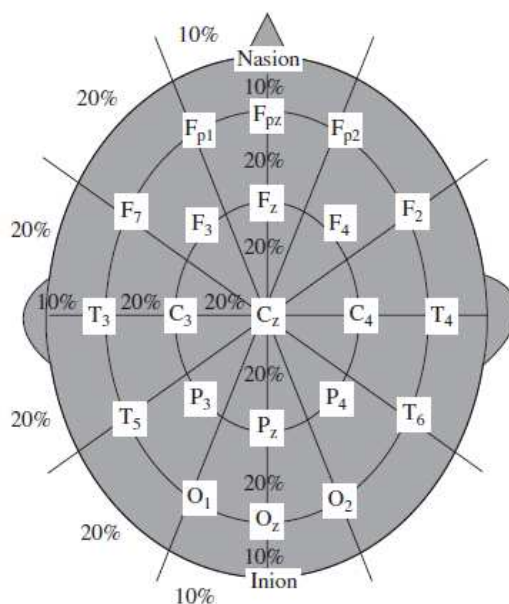
El método que se sigue para que el registro de las señales EEG sea la adecuada y garantice el procedimiento de adquisición de las muestras es la del sistema 10-20. Este sistema lo recomienda la Federación Internacional de Sociedades para Electroencefalografía y Neuropsicología Clínica. Consiste en distribuir los electrodos considerando distancias constantes sobre el cuero cabelludo usando especificos puntos de referencias anatómicas, donde la medición sería realizada y utilizada en 10 ó 20% de la distancia específica como

---

<sup>23</sup> AD Instruments 2012c

<sup>24</sup> Bronzino 1995b: 750

intervalo del electrodo.<sup>25</sup> Como se puede observar en la figura 2.10, es un arreglo de 21 electrodos colocados con el sistema 10-20. Además, como se puede apreciar en esta figura, cada punto lleva una letra capital, que reseñan los lóbulos Frontal (F), Central (C), Temporal (T) y Occipital (O).<sup>26</sup> La letra Z describe que el electrodo está en la línea media. Asimismo, la configuración de los electrodos impares está sobre el lado izquierdo y los pares viceversa. Los puntos denominados Nasion e Inion, se encuentra cercano a la nariz y el otro, en la parte posterior de la base del cráneo, respectivamente. La configuración de 75 electrodos muestra un arreglo más largo dispuesta por Sociedad Americana de EEG, tal como se puede apreciar en la figura 2.11.

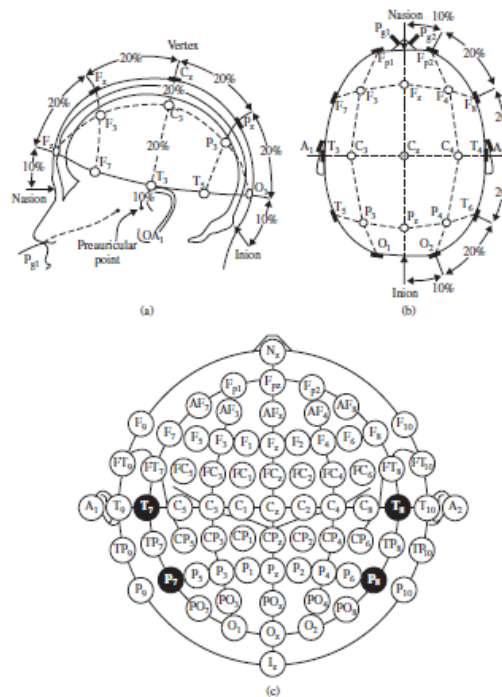


**Fig. 2.10** Sistema 10-20 EEG para la posición de 21 electrodos<sup>27</sup>

<sup>25</sup> Sanei y Chambers 2007: 15-17

<sup>26</sup> Vélez y Saldarriaga 2010: 19

<sup>27</sup> Sanei y Chambers 2007: 16



**Fig. 2.11** Sistema 10-20 EEG para la posición de 75 electrodos: (a) y (b) representación en tres dimensiones de las medidas y (c) indica en dos dimensiones la vista de la configuración de electrodos<sup>28</sup>

## 2.2.4 Ritmos cerebrales

Los ritmos u ondas cerebrales son ondas que se descomponen de la señal EEG. Estas derivan en 5 ondas principalmente y se distinguen por sus rangos diferentes de frecuencias. Estas bandas de frecuencias son la Delta ( $\delta$ ), Theta ( $\theta$ ), Alfa ( $\alpha$ ), Beta ( $\beta$ ) y Gamma ( $\gamma$ )<sup>29</sup>. Las características de las ondas son variantes en cada ser humano sano y también, varían de acuerdo con la edad. A continuación, se detallarán los ritmos cerebrales.

<sup>28</sup> Sanei y Chambers 2007: 17

<sup>29</sup> Sanei y Chambers 2007: 10-13

#### **2.2.4.1 Señal Delta ( $\delta$ )**

La señal Delta, se encuentra entre el rango de frecuencia de 0,5 a 4 Hz. Estas ondas están asociadas con el sueño profundo y pueden estar activas en estado de vigilia. Como también, en estado hipnótico y cuando el hemisferio cerebral derecho se encuentra en actividad.<sup>30</sup>

#### **2.2.4.2 Señal Theta ( $\theta$ )**

El ritmo Theta se describió por primera vez en el hipocampo del conejo. Esta onda se encuentra en el rango de frecuencia de 4 a 7,5 Hz y figura en el lapsus hacia la somnolencia. Además, se ha asociado con la inconciencia, estado de creatividad y profunda meditación. La señal Theta es muy importante durante la infancia y niñez. Asimismo, si se observa demasiada actividad de la señal en el estado de vigilia de un adulto es muestra de una anormalidad, tales como son originados por diversos problemas patológicos. Por otro lado, los cambios del ritmo Theta son examinados en estudios de desarrollo y emotividad.<sup>31</sup>

#### **2.2.4.3 Señal Alfa ( $\alpha$ )**

El ritmo cerebral Alfa se encuentra en el rango de frecuencia de 8 a 13 Hz y se piensa que ocurre en el estado de relajación sin ningún tipo de concentración o atención. Asimismo, es la onda que es más prominente en la actividad cerebral con la forma característica de ser curvada o senoidal. Alcanzan valores picos menos de 50 micro Voltios ( $\mu$ V), en donde las máximas

---

<sup>30</sup> Vélez y Saldarriaga 2010: 20

<sup>31</sup> Green y Arduini 1954: 554

amplitudes se obtienen de la zona occipital.<sup>32</sup> La señal Alfa es menguada o eliminada cuando se abren los ojos, cuando se escucha a un sonido no conocido, por muestras de ansiedad y en el estado de concentración o de atención. Además, esta señal aparece en la mitad posterior de la cabeza y usualmente se encuentra sobre la zona occipital del mismo. Se puede detectar en todas las partes de los lóbulos posteriores del cerebro.

#### **2.2.4.4 Señal Beta ( $\beta$ )**

La señal Beta está dentro del rango de las frecuencias de 14 a 26 Hz. Esta onda es el ritmo de vigilia común del cerebro que se asocia con la activa atención, pensamientos activos, focalizado en el mundo exterior o a la hora de resolver problemas, que se encuentra en personas adultas. Además, el ritmo cerebral Beta se encuentra principalmente, sobre las regiones frontal y central del cerebro. Por otro lado, la amplitud promedio de la señal es inferior a los 30 micro Voltios. Más aún, la señal que está en esta banda de frecuencia se incrementa notablemente con el uso de barbitúricos y ciertos tranquilizantes.

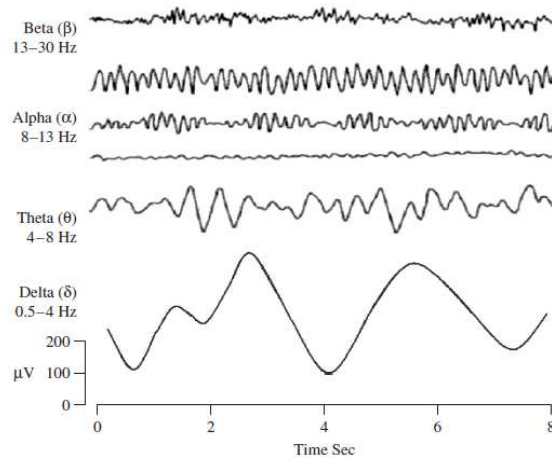
#### **2.2.4.5 Señal Gamma ( $\gamma$ )**

La señal Gamma se encuentra en el rango de frecuencia sobre los 30 Hz. Se le denomina la rápida señal Beta. La característica de esta onda es la de ser lenta y la ocurrencia no es común. Asimismo, cuando se detecta esta señal es considerado como para confirmar ciertas enfermedades cerebrales. Además, se ha comprobado que la existencia de esta señal se demuestra cuando centro neurálgico de los movimientos tanto para la izquierda como la derecha del dedo índice, dedos del pie derecho y los movimientos de la lengua.

---

<sup>32</sup> Adrian y Mathews 1934

En la siguiente figura 2.12, se pueden apreciar las distintas señales mencionadas.



**Fig. 2.12** Señales Beta, Alfa, Theta y Delta, de alta a baja frecuencia.<sup>33</sup>

### 2.2.5 La transformada de Fourier

Para el presente proyecto es importante conocer la teoría de la transformada de Fourier (TF), debido a que es la herramienta principal para el procesamiento digital de señales EEG. La transformada continua de Fourier, se expresa matemáticamente de la siguiente forma:

$$S(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t)e^{-j\omega t} dt = F\{s(t)\}$$

**Ecuación 2.1** Transformada de Fourier

---

<sup>33</sup> Sanei y Chambers 2007: 12

La ecuación 2.1, muestra a la  $t$  que es la variable del tiempo,  $s(t)$  es la función para transformar, la variable  $w$  es la de frecuencia angular que es igual a  $2\pi f$  y finalmente  $S(w)$  que es la función transformada al dominio de la frecuencia.<sup>34</sup>

### **2.2.6 La transformada inversa de Fourier**

La transformada inversa de Fourier (TIF), es el operador que a la señal en el dominio de la frecuencia la transforma en el dominio del tiempo. La siguiente expresión matemática dada:

$$s(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} S(w)e^{j\omega t} d\omega = F^{-1}\{S(w)\}$$

**Ecuación 2.2** Transformada inversa de Fourier

En donde en el dominio de la frecuencia representada por  $S(w)$  es un número complejo.<sup>35</sup>

### **2.2.7 La energía espectral**

El análisis de energía espectral no solo provee la suma de la señal EEG en la gráfica adecuada, sino también facilita el análisis estadístico de los cambios que ocurren en la EEG, que no pueden ser visibles a simple observación de la señal adquirida. Asimismo, la energía espectral relativa expresa la contribución porcentual de cada banda de las frecuencias derivadas de la EEG del total de energía y es calculado dividiendo la energía de una banda de

---

<sup>34</sup> Bronzino 1995a: 812

<sup>35</sup> Bronzino 1995a: 812

frecuencia del total de energía cruzada con todas las bandas de frecuencias. La energía relativa tiene la desventaja de que, si en una de las bandas de frecuencias incrementa, será reflejado en el cálculo del decremento de otras bandas. De acuerdo con la siguiente expresión matemática:

$$S(\omega) = |S(\omega)|e^{j\theta(\omega)},$$

**Ecuación 2.3** Transformada de Fourier

Donde  $|S(\omega)|$  que es el valor absoluto de la función compleja, resulta ser la amplitud del espectro y  $\theta(\omega)$  que es la fase de la función compleja, la fase del espectro. Asimismo, la potencia en 2 del valor absoluto que es  $|S(\omega)|^2$ , es la energía espectral. Además, esta energía de la señal demuestra ser la distribución de energía de la señal en el eje de frecuencias.<sup>36</sup>

$$E(\omega) = |S(\omega)|^2$$

**Ecuación 2.4** Energía espectral

### **2.2.8 Filtro digital**

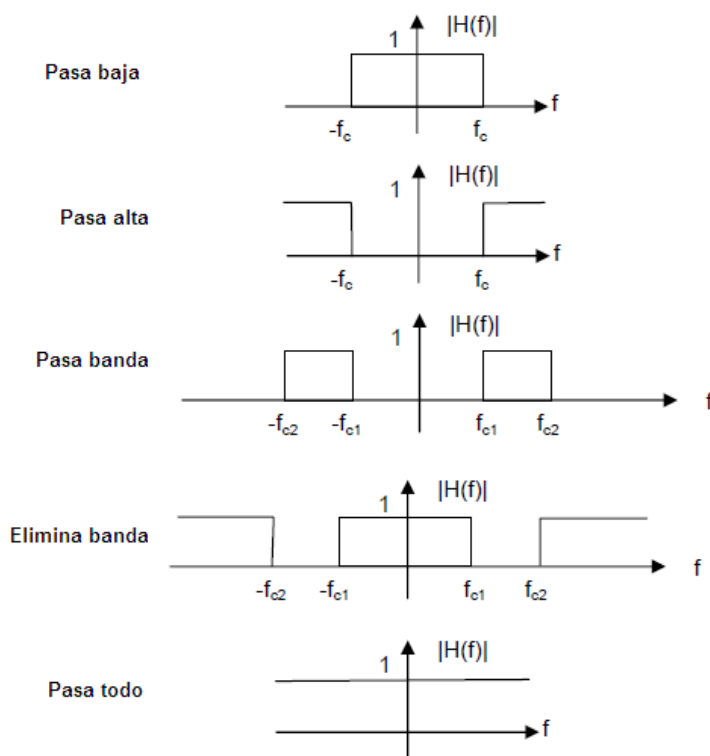
El filtro digital es utilizado principalmente para obtener señales específicas que se desean separar de una señal principal que se encuentran mezcladas con otras, así como la utilidad de restaurar señales que se encuentran distorsionadas. Cabe recalcar, que las distintas aplicaciones resaltantes que cumple el filtro dentro del procesamiento digital de señales, se dan en las áreas de instrumentación y comunicaciones de audio y data, acústica, sísmica y,

---

<sup>36</sup> Bronzino 1995a: 812



como es para el presente proyecto, en electrónica y biomédica.<sup>37</sup> Diseñar un filtro en el dominio de la frecuencia debe cumplir que la transformada de Laplace se pueda manifestar en una función racional polinómica y que garantice que pueda ser efectuado. Los tipos principales de filtros son el Butterworth, Elíptico y Chebychev. Por otro lado, se llamará pasa baja, pasa banda, pasa alta, elimina banda y pasatodo, dependiendo de la función que cumpla. Un filtro es ideal, con  $h(t)$  real, si el módulo de  $|H(f)|$  es a 1 en la banda de paso, si  $|H(f)|$  es igual 0 en la banda atenuada y  $\phi_{H(f)}$  es igual a  $-2\pi cf$  en la banda de paso.<sup>38</sup>



**Fig. 2.13** Tipos de filtros.  $f(c)$  : Frecuencia de corte<sup>39</sup>

<sup>37</sup> Valeriano y Otros 1999:11

<sup>38</sup> Moreno 1999: 5

<sup>39</sup> Moreno 1999: 6

## **2.2.9 Estimulación audiovisual**

En la actualidad, existen diversas aplicaciones de estimulación audiovisual (EAV) según corresponda al caso a tratar.<sup>40</sup> La EAV clásica es la de presentar una serie arbitraria de destellos de luces o sonidos tipo chasquidos hacia un individuo y realizar un seguimiento de los resultados subjetivos, como los efectos en un electroencefalograma. Asimismo, cabe resaltar que este tipo de estimulación puede resaltar más en una determinada frecuencia con la que se quiera trabajar. Los resultados obtenidos de los tratamientos aplicados en un grupo selecto de niños en escuelas primarias durante siete semanas seguidas fueron en mejorar la comprensión de lectura, como también en su comportamiento general.<sup>41</sup>

### **2.2.9.1 Estimulación auditiva por ritmo binaural**

La estimulación consiste en procesar auditivamente por ambos oídos principalmente, para que la interacción de la percepción del cerebro permita originarse. Desde la perspectiva física, el ritmo binaural se da en cualquier instante de tiempo donde la amplitud del sonido de la resultante de dos tonos diferentes sea igual a la suma algebraica de sus amplitudes originales. Las señales son reforzadas cuando se encuentra en fase, cuando los picos y valles de sus ondas coinciden.<sup>42</sup>

---

<sup>40</sup> Collura 2009: 195

<sup>41</sup> Joyce y Siever 2000

<sup>42</sup> Oster 1973: 94

### **2.2.9.2 Estimulación visual**

La estimulación visual se inicia cuando se activa el sistema visual de procesamiento de la información que se tiene al frente. Debido a los fotorreceptores que se encuentran en la configuración visual es lo que permite esta activación. El sistema que se encarga de los estímulos visuales es el nervioso. Además, los modelos de atención visual son el eje principal para que se pueda darse el procesamiento preatentivo, atención selectiva y asignación de recursos atencionales.<sup>43</sup>

### **2.2.10 El Trastorno por déficit de atención**

El significado de la atención según los ilustrados psicólogos Posner y Boies, propusieron que tiene tres factores en 1971. La primera está orientada a los sucesos sensoriales, la segunda a la de detectar señales para un proceso enfocado y la tercera, que mantiene un estado de alerta o de vigilia. Por otro lado, muchos investigadores acuerdan en que la atención conlleva a primera instancia, la selección de alguna información para luego ser procesada en detalle, pero que impide que otra información venga a ser procesada.<sup>44</sup>

El trastorno por déficit de atención (TDA), es una alteración de conducta que principalmente se manifiesta con bastante incidencia durante la infancia.<sup>45</sup> Las características de este trastorno están establecidas de acuerdo con el DSM IV, que es el manual de diagnóstico y estadístico de los trastornos mentales en la versión IV. Algunos síntomas de este mal son los

---

<sup>43</sup> Alvarado 1997: 2

<sup>44</sup> Smith y Fosslyn 2008: 107

<sup>45</sup> Carlson 2010: 449

siguientes: se llegan a distraer de manera fácil con estímulos que no son parte de la actividad principal; les cuesta mantener la atención en las tareas o juegos; se caracteriza por ser de carácter pasivo, lentitud, somnolencia, la falta de energía es mostrada, la confusión en actividades como si se estuviera perdido en el tema; soñar despierto; estado de depresión; como baja autoestima. Por otro lado, el trastorno por déficit de atención resulta perjudicial para la educación tanto para el infante como para el resto del salón de clases. Según la proporcionalidad ataca dentro del rango de cuatro a cinco por ciento de los niños en edad escolar. Asimismo, los niños tienden a una probabilidad de ser diez veces mayor que las niñas en el diagnóstico; sin embargo, en edad adulta se aproxima a la cifra de dos a uno. Casi el sesenta por ciento de infantes que cuentan con TDA, lo mantienen en la vida adulta, por lo que en una mayoría presentan signos de patrones antisociales o como un trastorno de exceso de sustancias. Además, las personas mayores con TDA corren el riesgo de estar por debajo de las capacidades y en culminar una meta profesional de lo que se habría trazado de acuerdo con su nivel de educación. El tratamiento<sup>46</sup> para el TDA principalmente son los siguientes:

- Tanto los padres como los profesores deben reconocer al niño tal y como es. Cuando se llega a reconocer este punto, será fácil adoptar programas de tratamiento de manera consecuente.
- El programa de tratamiento debe ser individual dependiendo de los síntomas y fortalezas de la persona. Cabe resaltar que las debilidades y fortalezas de la familia y centro educativo deben de ser tomadas en cuenta.

---

<sup>46</sup> Bauermeister 2006: 6-7

- El método que resulta más eficaz es la de implantar en distintos aspectos fundamentales donde el niño se pueda desenvolver con participaciones psicosociales, toma de medicamentos o como ambas.
- Asimismo, es de suma importancia la estimulación activa por parte de los padres, en donde el objetivo es educar y apoyar

### 2.2.11 Power Lab 26T

El Power Lab 26T es un equipo que puede registrar signos biológicos de humanos como de animales, que garantiza el aislamiento de la electricidad y que puede ser utilizado para cualquier propósito de estimulación.



**Figura 2.14** Power Lab 26T AD Instruments<sup>47</sup>

Asimismo, es recomendable para la aplicación de clases laboratorios de diferentes cursos de ciencia. Más adelante, en el siguiente capítulo del proyecto se detallará este equipo con todas las características que cuenta. En la siguiente figura se podrá apreciar el equipo de registros biológicos.

<sup>47</sup> AD INSTRUMENTS 2012d

## 2.2.12 Nihon Kohden Neurofax EEG-9100



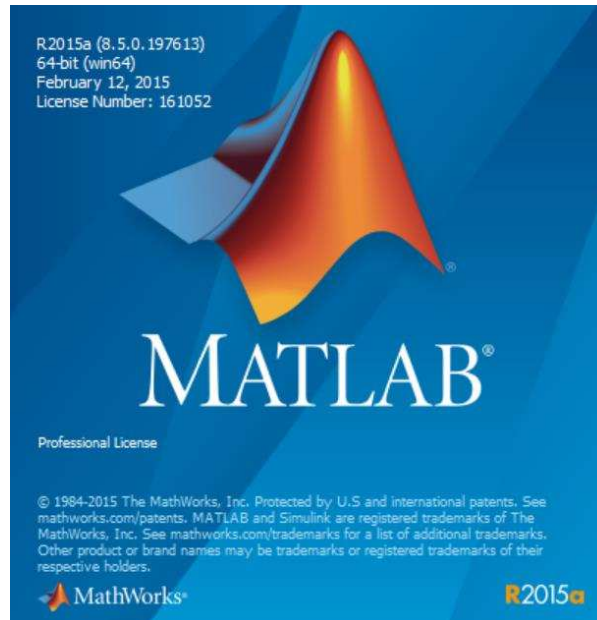
**Fig. 2.15** Nihon Kohden Neurofax <sup>48</sup>

El equipo de electroencefalografía de la empresa Nihon Kohden, puede realizar registros de hasta 38 canales, que son las derivaciones. Puede ser llevado a cualquier lugar por medio de un maletín, lo que demuestra su portabilidad. Asimismo, cuenta con una unidad de entrada estándar con un módulo para  $CO_2$  y  $SPO_2$ , que puede ser adecuada para polisomnografía. En el siguiente capítulo de este libro, se especificará las demás características.

---

<sup>48</sup> Nihon Kohden 2018a

### 2.2.13 MatLab



**Fig. 2.16** Logo del programa MatLab

Para el presente proyecto se utilizará la herramienta de software MatLab<sup>49</sup> en la versión 2015<sup>a</sup> para el desarrollo e implementación del software a diseñar con lenguaje de programación M. Asimismo, cuenta con diversas funciones matemáticas el cual permite el procesamiento digital las señales a tratar. Asimismo, la interfaz del programa fue desarrollado con la herramienta de interfaz gráfica GUI, Guide.

---

<sup>49</sup> MathWorks 2018a

#### 2.2.14 Adobe Flash Profesional



**Fig. 2.17** Logo del programa Adobe Flash<sup>50</sup>

En el programa de Adobe Flash<sup>51</sup>, en la versión Creative Suite 6, se realizarán los videos interactivos visuales para el presente proyecto. Permite interpolar gráficos, imágenes y audio por medio de fotogramas. La cantidad de estos es de acuerdo a la duración que se le desea dar a la presentación. Asimismo, posee herramientas y opciones de selección que logran un mejor manejo de la aplicación con todo el entorno interactivo que se configure. Las animaciones realizadas son conocidas mundialmente como animaciones Flash, en donde en las mayorías de páginas web, utiliza sus aplicaciones en formato swf.

---

<sup>50</sup> Adobe 2018

<sup>51</sup> Adobe 2018



### **2.2.15 IBM SPSS Statistics**

El programa SPSS Statistics, versión 23, permite realizar un análisis estadístico informático predictivo del conjunto de muestras que se obtenga de un determinado estudio que se desee realizar. Para el presente proyecto, se empleará para medir la calidad y la confiabilidad del programa elaborado. Así como para inferir si la estimulación audiovisual empleada en el presente trabajo ayuda al nivel de concentración.

### **2.3 Marco metodológico**

Se empleará la metodología Waterfall o cascada para el presente proyecto del diseño e implementación del software, ya que se hace más factible ir paso a paso con el cumplimiento de las fases: Requisitos, Diseño, Implementación, Verificación y Mantenimiento. Ello servirá para que futuros proyectos similares puedan adoptar el proceso para lograr los objetivos.

## **CAPÍTULO 3**

### **DESARROLLO DE LA SOLUCIÓN**

#### **3.1 Planteamiento del proyecto**

Antes de iniciar el planteamiento del proyecto, es preciso resaltar los resultados obtenidos del análisis como evaluación de la selección de la tecnología y equipamiento que se utilizó en el proyecto EEG UMA. Para elegir a las tecnologías a emplear, se realizó en base a cuadros de ranking ponderados de criterios establecidos en donde se le utilizaron porcentajes de 0% a 100% y en cuanto a los puntajes de las alternativas de 0 puntos hasta 10 puntos, en donde el máximo puntaje hace referencia al mejor resultado.<sup>52</sup>

Como primer punto se tienen las alternativas de equipos que se necesitaba tener la señal EEG, estos son el EEG PowerLab 26T, EEG Nihon Kohden y el EEG Curry8. Visualizando la siguiente tabla se observa que el EEG PowerLab 26T sale con un puntaje de 9.3, siguiéndole el EEG Nihon Kohden con 8.9 y finalmente el EEG Curry con 5.9. Por ello, en base al resultado obtenido se elige al EEG PowerLab26T y al EEG Nihon Kohden como equipos a emplear en el presente proyecto.

---

<sup>52</sup> Bocangel 2021: 61-64

**Tabla 3.1** Matriz de selección de criterios ponderados de equipos EEG a utilizar en el proyecto

N	Criterios	Peso relativo	Alternativas		
			EEG PowerLab 26T	EEG Nihon Kohden	EEG Curry 8
1	Cumplimiento de especificaciones técnicas	30%	10	10	10
2	Disponibilidad de tecnología	30%	9	8	3
3	Accesibilidad para capacitaciones	20%	8	8	3
4	Costos de instalación	15%	10	10	7
5	Entorno amigable para el uso	5%	9	8	7
<b>Puntuación Total</b>			<b>9.3</b>	<b>8.9</b>	<b>5.9</b>

Como segundo paso, tenemos a los lenguajes y programas donde se realizará el programa EEG UMA. Se tienen el Matlab y el Visual Studio Microsoft. Como resultado, se tiene al Matlab con 9.6 puntos y al Visual Studio Microsoft con 8.7. Por lo que el software a emplear para programar el EEG UMA será el Matlab.

**Tabla 3.2** Matriz de selección de criterios ponderados de software de programación a utilizar en el proyecto

N	Criterios	Peso relativo	Alternativas	
			Matlab	Visual Studio Microsoft
1	Cumplimiento de especificaciones técnicas	30%	10	9
2	Disponibilidad de tecnología	30%	10	9
3	Accesibilidad para capacitaciones	20%	8	7
4	Costos de instalación	15%	10	10
5	Entorno amigable para el uso	5%	10	7
<b>Puntuación Total</b>			<b>9.6</b>	<b>8.7</b>

Como tercer componente, se tienen los softwares para diseñar la estimulación audiovisual: Adobe Flash, Windows Movie Maker y Power Point Microsoft. Finalmente, como resultado se tiene al Adobe Flash con 9,3 puntos que alcanzó mayor puntaje y se utilizará ello.

**Tabla 3.3** Matriz de selección de criterios ponderados de software para diseñar la estimulación audiovisual a utilizar en el proyecto

N	Criterios	Peso relativo	Alternativas		
			Adobe Flash	Windows Movie Maker	Power Point Microsoft
1	Cumplimiento de especificaciones técnicas	30%	10	8	8
2	Disponibilidad de tecnología	30%	9	9	9
3	Accesibilidad para capacitaciones	20%	8	8	8
4	Costos de instalación	15%	10	10	10
5	Entorno amigable para el uso	5%	9	6	6
<b>Puntuación Total</b>			<b>9.3</b>	<b>8.5</b>	<b>8.5</b>

### **3.1.1 Desarrollo de los hardware Powerlab26T y Nihon Kohden Neurofax 9100**

En el presente subcapítulo se describirá por completo el hardware utilizado, para la adquisición de las señales electroencefalográficas (EEG). Cabe resaltar que el proyecto se trabajó con dos equipos, uno para la parte educativa, que es el PowerLab 26T, y el otro que es el Nihon Kohden Neurofax 9100, que su uso es en el sector salud profesional.

#### **3.1.1.1 Power Lab 26T**

El Power Lab 26T, es un equipo que permite grabar señales biológicas ya sea de humanos como de animales, en condiciones de alto aislamiento eléctrico y que puede ser utilizado para cualquier propósito de una u otra forma de estimulación.<sup>53</sup> Asimismo, esta unidad por su gran versatilidad es recomendable en salones de estudios en aplicaciones como en los cursos de Fisiología Humana y Animal, Neurobiología, Farmacología, Bioquímica y para el presente proyecto que es para la adquisición de señales cerebrales. Además, en conjunto con los programas que se instalan para el uso de esta consola, hace posible obtener los datos y,

---

<sup>53</sup> AD Instruments 2012e

posteriormente, analizados en las plataformas de los sistemas operativos como de Windows (Microsoft) o de Macintosh (Apple). Asimismo, en el siguiente cuadro se muestra el ratio máximo de salida de transmisión de potencia para el cuidado debido que se debe de tener con el equipo PowerLab 26T con los dispositivos electrónicos de emisión radiofrecuencia a fin de tenerlos fuera de alcance y no perjudicar en la adquisición de las señales EEG con este equipo. Asimismo, cabe mencionar que los equipos PowerLab están diseñados para que funcionen en ambientes donde el ruido electromagnético en ambientes está controlado y cumpliendo con este cuadro se podrá garantizar confiabilidad de los resultados ante contaminación electromagnética ambiental. También, el equipo PowerLab 26T ha sido testeado para cumplir con las normativas vigentes del IEC, Comisión Electrotécnica Internacional, que es una organización de normalización en los campos eléctrico, electrónico y tecnologías. Estas son: 60601-1-2:2004 (AS/NZS 3200.1.2) including IEC 61000-3-2, IEC 61000-3-3, IEC 61000-4-2, IEC 61000-4-3, IEC 61000-4-4, IEC 61000-4-5, IEC 61000-4-6, IEC 61000-4-8, IEC 61000-4-11 and CISPR 11 Group1 Class A.<sup>54</sup>

**Tabla 3.4** Cuadro de Distancia de separación de ratios máximos de salida de transmisión de potencia.

Ratio máximo de salida de transmisión de potencia	Distancia de separación	
	150kHz - 800Mhz	800 Mhz - 2.5Ghz
0.01 W	0.1 m	0.2 m
0.1 W	0.4 m	0.7 m
1 W	1.2 m	2.3 m
10 W	3.7 m	7.4 m
100W	11.7 m	23.4 m

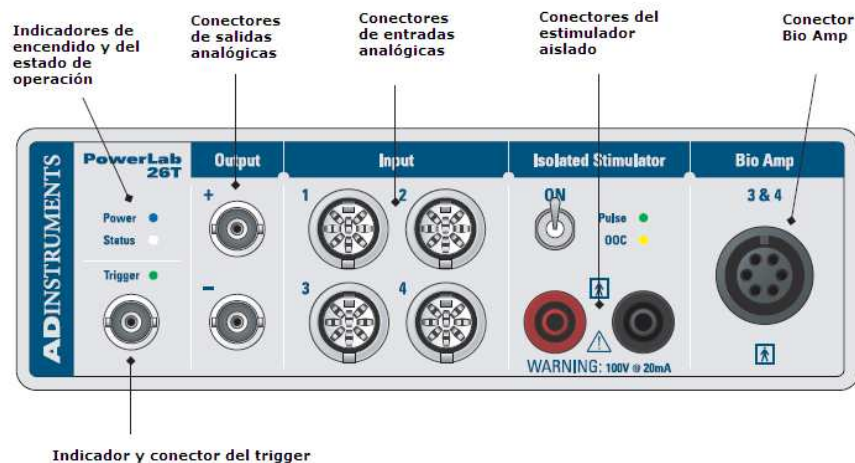
<sup>54</sup> AD Instruments 2018: 5-50.

A continuación, se presentará la parte frontal del equipo.

### 3.1.1.1.1 Panel frontal del PowerLab 26T

En el panel frontal del equipo se pueden encontrar diferentes conectores para obtener señales externas e indicadores del sistema de ciertas funciones, como se puede apreciar en la figura 3.1.<sup>55</sup> Estos consisten en los siguientes puntos:

- Indicadores LED de encendido y del estado operativo
- Indicador LED del trigger y conector BNC
- Conectores de salida BNC
- Conectores de entrada DIN
- Switch del estimulador aislado con su respectivo LED y conectores de salida
- Conector del Bio Amp<sup>56</sup>



<sup>55</sup> AD Instruments 2008:15-16

<sup>56</sup> BioAmp: Amplificador que es utilizado para medir las señales biológicas adquiridas, donde se conectan los electrodos.

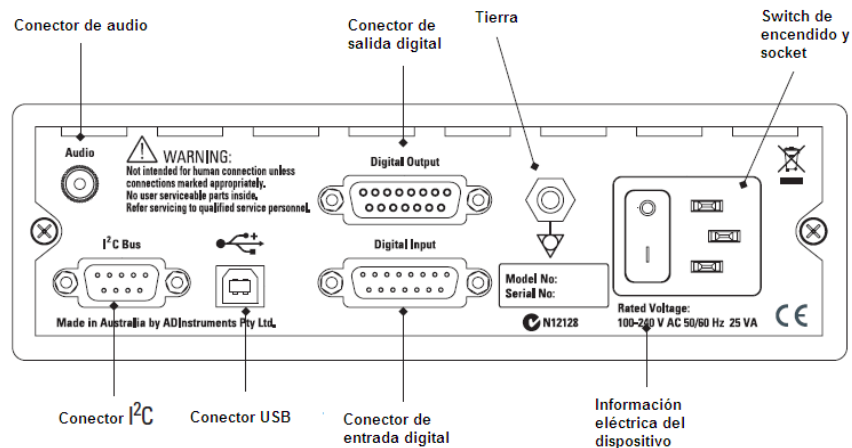
**Fig. 3.1** Panel frontal del PowerLab 26T<sup>57</sup>

En los siguientes puntos, se describirán cada parte señalada del panel frontal del equipo.

### 3.1.1.1.2 Panel posterior del PowerLab 26T

El panel posterior del Power Lab proporciona los receptores para conectar el equipo con la computadora. Véase la figura 3.2. En este subcapítulo se describirán cada parte del panel señalado como:

- Conector de audio
- Conector  $I^2C$
- Conector USB
- Conectores de entradas y salidas digitales
- Conector a tierra
- Conector de encendido



<sup>57</sup> AD Instruments 2008:16

**Fig. 3.2** Panel posterior del Power Lab 26T<sup>58</sup>

### **3.1.1.1.3 Configuración del equipo PowerLab 26T**

Para que se pueda configurar el PowerLab 26T, debe iniciarse el software LabTutor de AD Instruments con algún experimento que se desea. Para el caso del presente proyecto, se debe abrir la experiencia de Electroencefalografía. Antes de empezar a adquirir la señal EEG, se tiene que configurar el BioAmp. Esto se logra ingresando a la configuración de BioAmp, que se encuentra en la barra de menú del programa, en funciones del canal. Una vez dentro de la opción, se podrá modificar la visualización de la onda, configuración de los rangos de la señal, filtrado de las señales y cambio de unidades de medición. Por otro lado, también se deberá configurar el canal del programa del LabTutor donde se registrarán las ondas EEG. Esta opción se encuentra en la barra configuración, opciones del canal. Se podrá configurar las muestras por segundo que se adquirirá la señal, el rango y unidades.

---

<sup>58</sup> AD Instruments 2008: 20



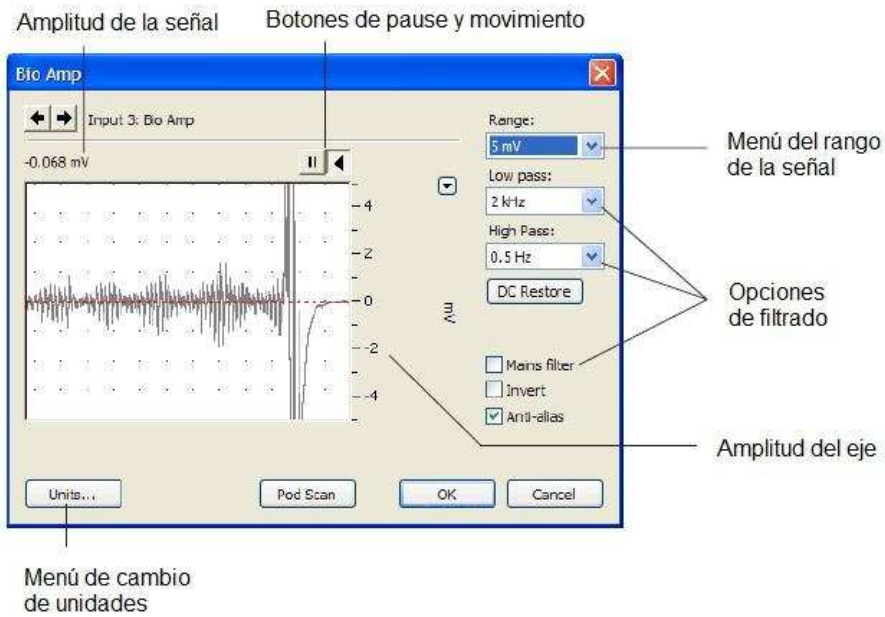


Fig. 3.3 Configuración del BioAmp<sup>59</sup>

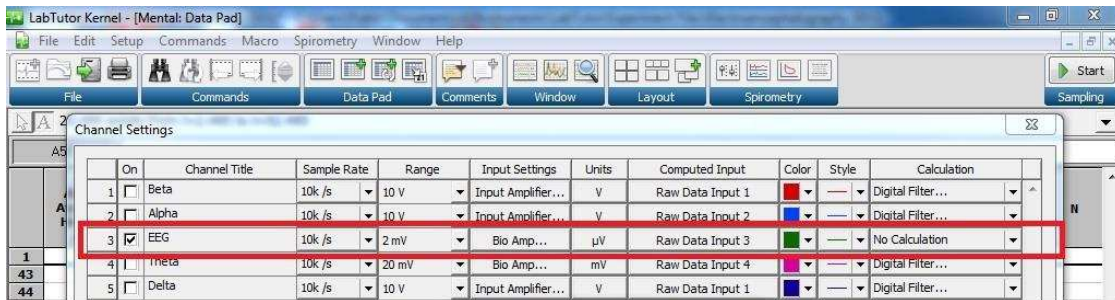
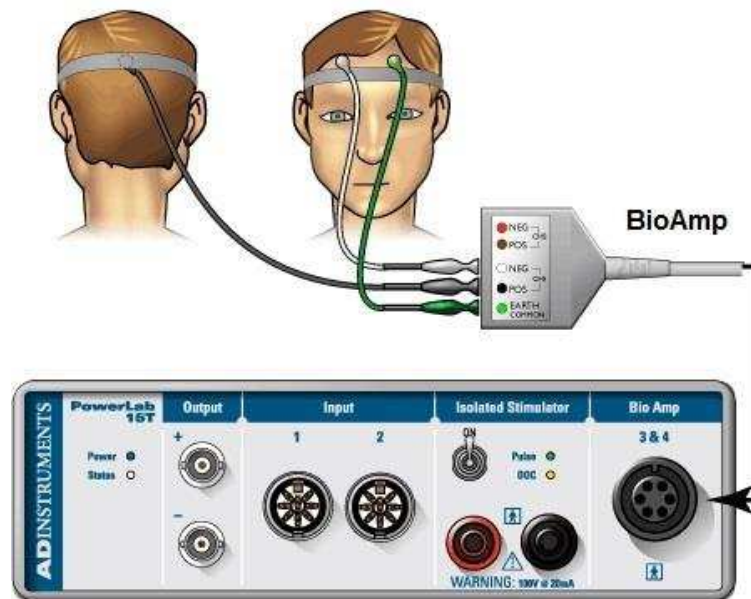


Fig. 3.4 Configuración del canal EEG<sup>60</sup>

### 3.1.1.1.4 Adquisición de señal EEG del PowerLab 26T

<sup>59</sup> AD Instruments 2008: 32

<sup>60</sup> Imagen capturada por el autor



**Fig. 3.5** Montaje de electrodos según sistema 10-20. Electrodo de acuerdo con la configuración del BioAmp.<sup>61</sup>

Para iniciar el registro de ondas cerebrales en la aplicación del PowerLab, se deberá colocar los tres electrodos de tipo dispuestos según el sistema 10-20 con el debido procedimiento de preparación de la piel para que se encuentre acondicionada a la experiencia. Esto se realiza con el gel abrasivo Nuprep y Ten20. Una vez situado el montaje de los electrodos, podrá empezar a realizar la grabación de las ondas. Cabe mencionar que en anexo B del presente proyecto se muestra el diagrama de bloques electrónico digital del equipo PowerLab 26T donde se observa cómo es proceso de la señal analógica EEG es convertida a la señal digital EEG para ser visualizada en tiempo real en el programa Labtutor.

### 3.1.1.1.5 Exportación de los datos obtenidos del registro EEG del PowerLab 26T

<sup>61</sup> AD Instruments 2012f

A EEG Value µV	B	C	D							
3.3361										
EEG Value µV										
-8.1694										
-8.1694										
3.3361										
3.3361										

**Fig. 3.6** Hoja de cálculo del programa del PowerLab donde se registran los datos de la señal EEG<sup>62</sup>

Cuando se termine de realizar la prueba de grabación del ritmo EEG, los datos de las señales trazadas podrán ser exportados para ser procesadas en un programa exterior al del PowerLab. Para ello, se tendrá que elegir la señal que se requiera obtener sus muestras. Luego, el usuario debe elegir la opción múltiple de traslado de datos hacia la hoja de cálculo que se encuentra en una pestaña dentro del programa.

Siguiendo, en una ventana emergente se tiene que especificar las unidades de tiempo con las que los datos de la señal EEG serán procesados. Se acepta finalmente la opción aceptar y el programa tendrá en una columna las muestras grabadas y listas para ser exportadas. Se recalca que las filas máximas que se pueden generar en la hoja de cálculo del programa LabTutor son de 16380.

### 3.1.1.2 Nihon Kohden Neurofax EEG-9100

<sup>62</sup> Imagen capturada por el autor



**Fig. 3.7** Equipo de electroencefalografía Nihon Kohden Neurofax EEG-9100<sup>63</sup>

Es un equipo que permite realizar exámenes EEG aprovechando su sistema digitalizado en una computadora portátil. Se atribuye que sus dos componentes especiales son la modularidad y concepto moderno del sistema, que hacen más flexible para las exigencias del diagnóstico de rutina, ajustándose a las necesidades individuales. Asimismo, posee una gran versatilidad, ya que puede adaptarse a cualquier instalación del hospital, propicio para consultas médicas.

A continuación, se detallarán las características del equipo EEG.

#### **3.1.1.2.1 Características y configuración del equipo Nihon Kohden Neurofax EEG-9100**

El equipo posee tres canales integrados bipolares o de respiración que permiten un examen de electroencefalografía completa en cuanto a las investigaciones rutinarias. Asimismo,

---

<sup>63</sup> Nihon Kohden 2018b

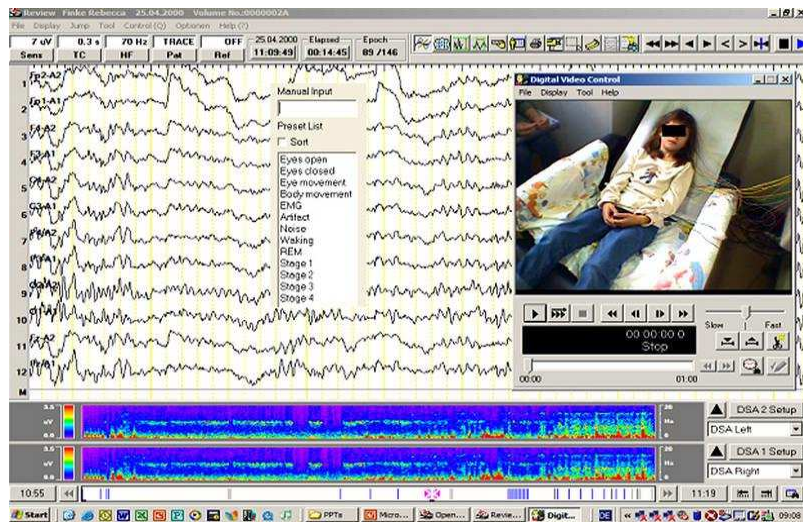
dispone de accesorios que son opcionales como el fotoestimulador, que cuenta con una lámpara de flash de tipo Xenón de alta luminosidad. La posibilidad de realizar grabaciones sincronizadas de video mientras se esté examinando al paciente es realizable. Además, el sistema de gestión de datos permite administrar y organizar de manera fácil los datos de los pacientes. En la parte posterior, cuenta con modernos puertos de comunicación HL7<sup>64</sup> y GDT/BDT<sup>65</sup>. Por otro lado, el software de la serie Neurofax permite el mapeo de amplitud y frecuencia integrado con un espectro funcional superior al estándar. El equipo Nihon Kohden posee un amplificador de 32 o 38 canales, según sea la línea adquirida, lo que le permite realizar hasta 32 o 38 derivaciones EEG. Para que pueda ser configurado el equipo, antes de iniciar las grabaciones de las señales en el programa Neurofax, se debe ingresar a la opción de acondicionamiento de adquisición. En ella, se puede modificar diversos parámetros que corresponde a las muestras por segundo que grabará el equipo, el filtrado de la señal, los rangos de los Voltajes que tendrá la cuadrícula en cada visualización de la señal EEG, entre otros.

#### **3.1.1.2.2 Adquisición de las señales EEG en el equipo Nihon Kohden**

---

<sup>64</sup> Health Level 7 (HL7): Comunidad internacional que desarrolla estándares de interfaz para intercambiar información, administrar y generar compatibilidad entre equipos electrónicos biomédicos.

<sup>65</sup> GDT/BDT: Interfaces para el intercambio de data de uso biomédicos aprobados por la Quality control for medical software.QMS).



**Fig. 3.8** Interfaz del software Neurofax9100 de Nihon-Kohden<sup>66</sup>

Para que pueda darse el inicio de la captura de registros EEG, primero se debe montar los electrodos de acuerdo con el sistema 10-20 sobre la persona que será examinada con los acondicionamientos necesarios para la piel. Luego, una vez terminado el montaje se deberá verificar las impedancias de cada electrodo adherido a la piel, en el ícono de impedancias dentro de los botones menú del programa. Si se observa que están fuera del rango establecido, se debe verificar el buen contacto entre el electrodo y la piel. De lo contrario, se debe ajustar el rango de impedancias del equipo Nihon Kohden en la configuración principal del programa. Cuando se tiene que todos los puntos donde se encuentran distribuidos los electrodos se encuentren dentro del rango permitido, se procede a grabar las señales EEG del paciente.

### **3.1.1.2.3 Exportación de los datos obtenidos del registro EEG del Nihon Kohden**

<sup>66</sup> Nihon Kohden 2018c

Para que se pueda exportar los datos del programa Nihon Kohden Neurofax 9100 se debe entrar a la opción captura de señal. Una vez abierta la ventana de selección, se debe seleccionar un punto de inicio de la señal hasta el punto final de la muestra. Luego, seleccionado el segmento del EEG requerido, se debe hacer click en la opción de la ventana de selección, set y luego OK. Esto le permite registrar todas las señales elegidas en la memoria temporal del programa. El siguiente paso es abrir, en el menú de barras, la opción exportar. En la ventana emergente, se debe seleccionar la opción exportar en formato ASCII, para que pueda guardarse en un archivo de notas. Finalmente, se acepta el botón OK y archivo fue generado listo para ser utilizado con todas las muestras de las derivaciones obtenidas.

## **3.2 Ejecución del proyecto**

En el presente subcapítulo abordaremos la ejecución del proyecto partiendo del desarrollo del software EEG UMA, luego con la interfaz gráfica de EEG UMA.

### **3.2.1 Desarrollo del software EEG UMA**

En el presente capítulo consistirá en la presentación del software realizado, para el proyecto, denominado EEG UMA. El nombre del programa está compuesto por las siglas de electroencefalografía “EEG” y de la palabra “uma”, que significa cabeza en el idioma quechua del Perú. Cabe mencionar que en el anexo C del presente proyecto se encuentran los códigos y funciones del programa diseñado.

#### **3.2.1.1 Interfaz gráfica de EEG UMA**

A continuación se seguirá detallando el proceso interno del programa EEG UMA paso a paso con sus funciones.

### 3.2.1.1.1 Portada inicial y ventana de elección del programa

Al ingresar al programa EEG UMA, en la ventana inicial se muestra el logo por unos 5 segundos. Luego, se ingresará a la ventana de elección del hardware a analizar de la muestra de EEG obtenida. Los hardware para escoger son el PowerLab 26T y el Nihon Kohden Neurofax 9100.



**Fig. 3.9** Portada del EEG UMA

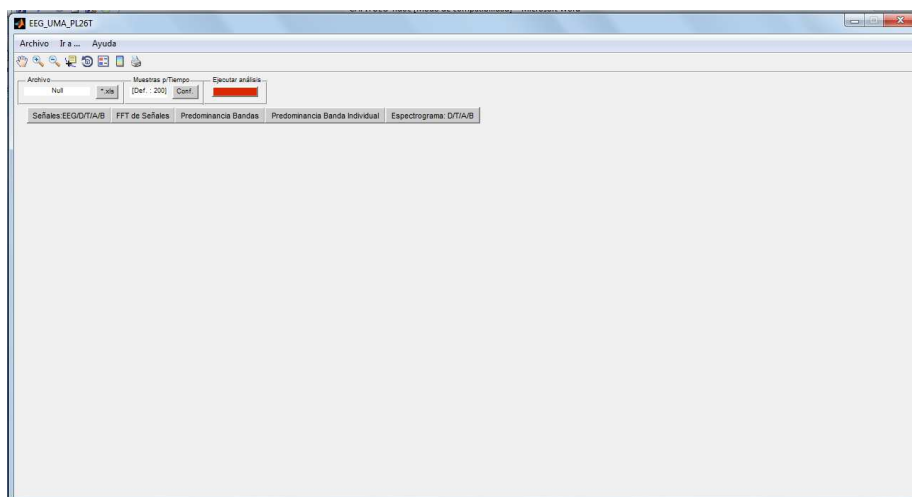




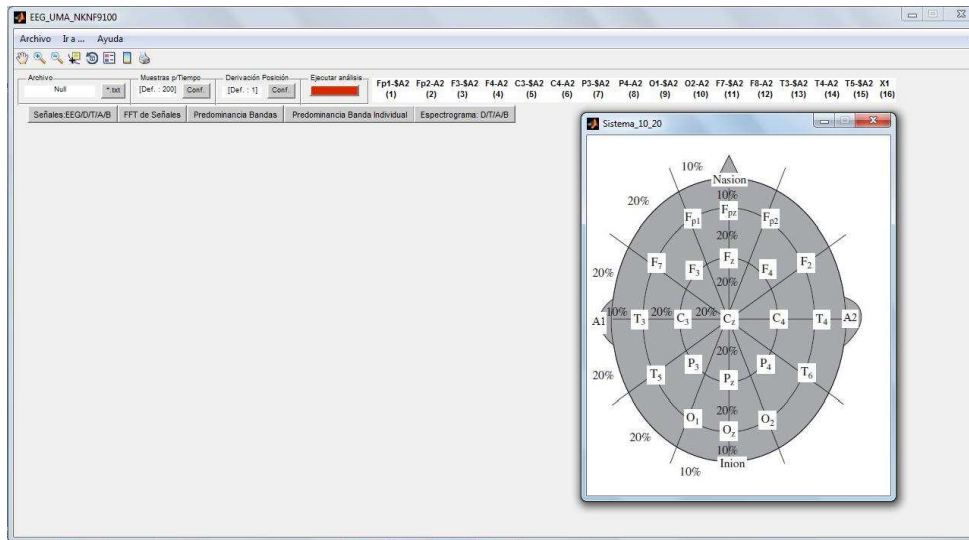
**Fig. 3.10** Ventana para elegir el hardware

### 3.2.1.1.2 EEG UMA: PowerLab 26T y Nihon Kohden

El programa EEG UMA, tanto para el PowerLab 26T como para el Nihon Kohden Neurofax 9100, cumple el mismo procesamiento. Sin embargo, lo que difiere es para el Nihon Kohden, ya que tiene la posibilidad para varias derivaciones, es decir, para más canales.



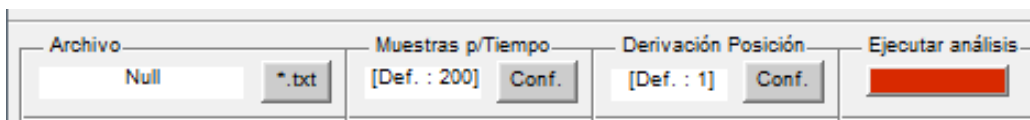
**Fig. 3.11** Interfaz EEG UMA para el PowerLab 26T-2



**Fig. 3.12** Interfaz EEG UMA para el PowerLab 26T

### 3.2.1.1.3 Barra de menú, botones y ventanas emergentes del EEG UMA

La interfaz gráfica de EEG UMA posee diversos botones de configuración que permiten el procesamiento de la señal EEG de acuerdo con los parámetros de “muestras por tiempo” y la “derivación posición” si es para el caso del Nihon Kohden Neurofax 9100. El botón txt, que permite abrir el archivo a analizar.



**Fig. 3.13** Botones de configuración

Luego, el botón principal que es el de “ejecutar análisis”, será el que arroje todos los resultados y cálculos que se grafican en las pestañas del programa. Estos son:

- Señales: EEG/D/T/A/B: Se grafican la señal EEG como las sub bandas de esta como la Delta, Theta, Alfa y Beta. Asimismo, en la parte derecha superior se puede observar la leyenda con los respectivos colores de los diferentes ritmos. Además, existen los botones de gráficas independientes, que al presionarlos se pueden observar las gráficas de estas señales a escala.
- FFT de Señales: Se pueden analizar las FFT de las señales Delta, Theta, Alfa y Beta.
- Predominancia Bandas: Este botón permite visualizar de manera general, de mayor a menor, las predominancias de las bandas en cuanto a la energía acumulada por los ritmos Delta, Theta, Alfa y Beta, de acuerdo con las muestras por tiempo configuradas.
- Predominancia Banda Individual: A diferencia de la pestaña anterior, esta permite visualizar de manera individual las predominancias de los cuatro ritmos EEG de acuerdo con las muestras por tiempo configurado.
- Espectrograma D/T/A/B: La pestaña permite observar y analizar el espectrograma de las señales derivadas del EEG, donde se pueden destacar las intensidades de las frecuencias por cada banda.
- Se recalcan que todas las señales de las pestañas graficadas pueden ser aumentadas y alejadas de tamaño, rotadas, paneadas y habilitar o deshabilitar leyendas.



**Fig. 3.14** Pestañas del EEG UMA

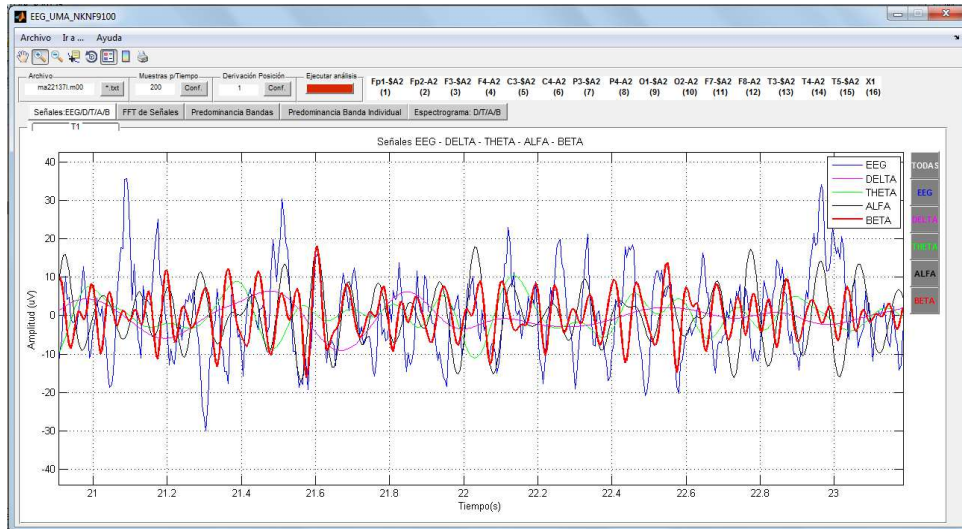


Fig.3.15 Pestaña Señales: EEG/D/T/A/B

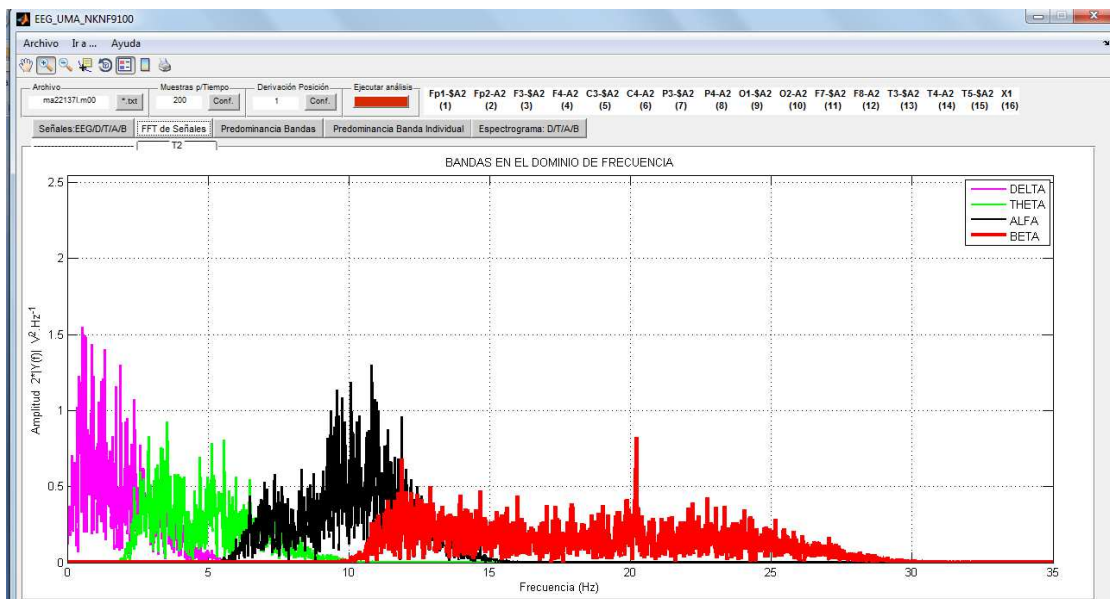


Fig. 3.16 FFT de Señales

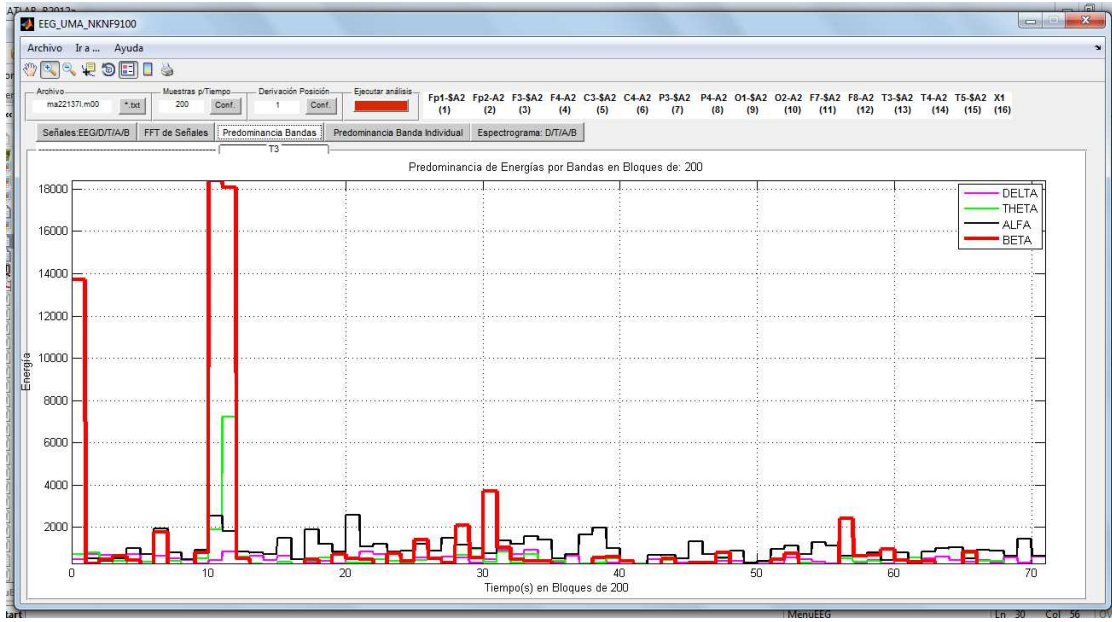


Fig. 3.17 Predominancia Bandas

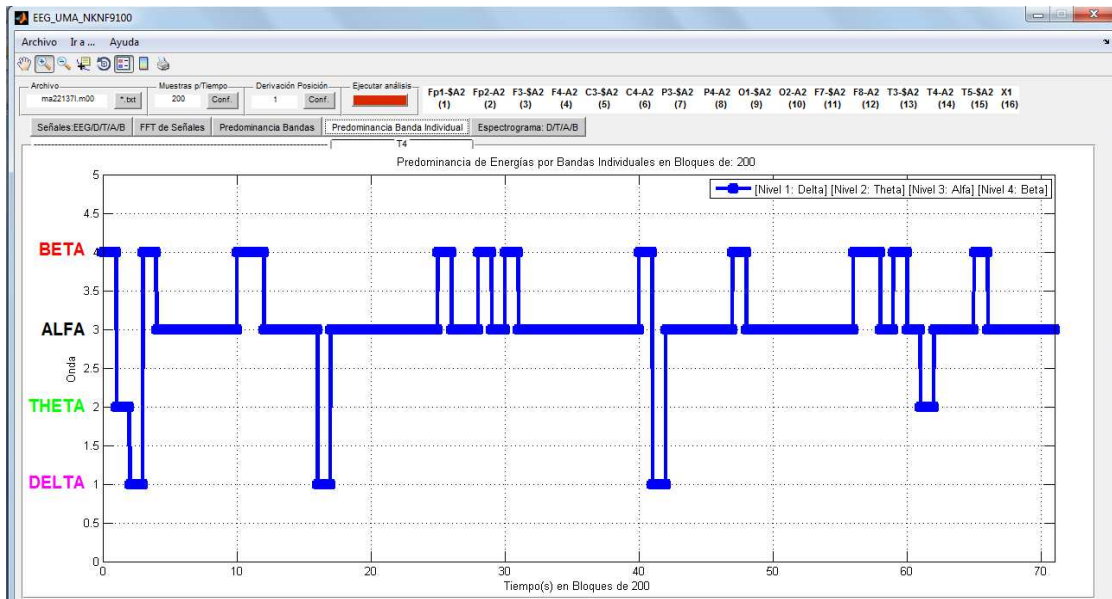
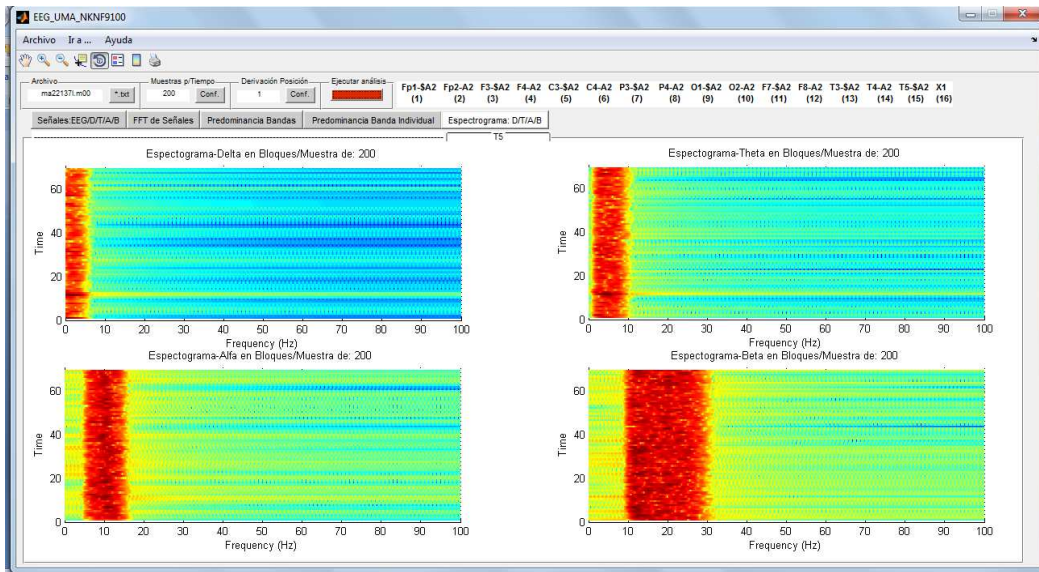


Fig. 3.18 Pestaña Predominancia Banda Individual

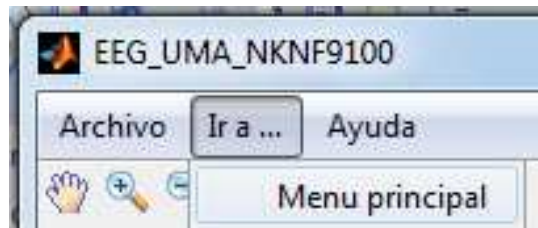


**Fig. 3.19** Pestaña Espectrograma D/T/A/B

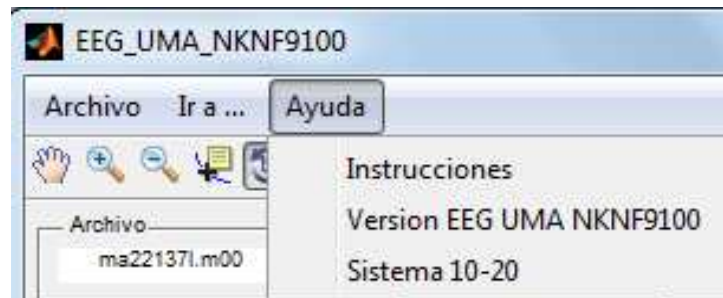
En cuanto a la barra de menús del programa EEG UMA, permite en el menú de Archivo, la opción de imprimir y salir del programa. En el menú Ir a, ir al programa principal para elegir a la ventana de selección del hardware. Finalmente, el menú de ayuda que permite solicitar instrucciones de cómo se debe operar el programa, información acerca de la versión del software y la gráfica del sistema 10-20.



**Fig. 3.20** Menú Archivo



**Fig.3.21** Menú Ir a



**Fig. 3.22** Menú Ayuda

#### **3.2.1.1.4 Manual de operación**

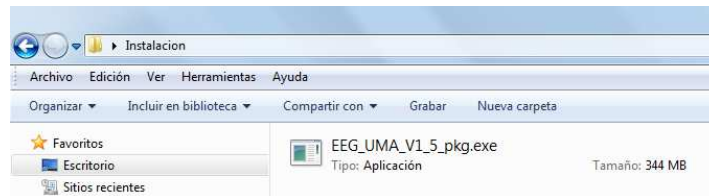
Una vez que sea ingresado al programa, ya sea para el PowerLab 26T o Nihon Kohden Neurofax 9100, se deberá seguir los puntos que a continuación describiremos:

1. Abrir el archivo de la muestra EEG obtenida mediante el botón \*.txt o \*.m00.
2. Ingresar las muestras por tiempo a analizar la muestra EEG.
3. Elegir la derivación EEG a procesar en el programa (solamente para el Nihon Kohden).
4. Presionar el botón ejecutar para analizar toda la muestra EEG.
5. Finalmente, realizar el estudio de las ondas EEG procesadas.

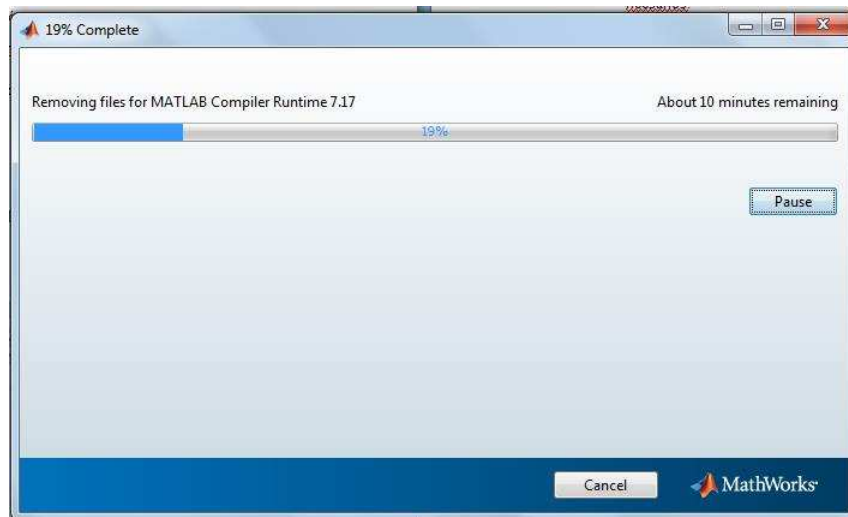
### 3.2.1.1.5 Manual de instalación del programa EEG UMA

A continuación, se indicará cuál es el orden de los pasos para que EEG UMA pueda ser instalado:

1. Ejecutar el instalador en una carpeta nueva vacía. Se crearán automáticamente los archivos `_install.bat`, `EEG_UMA_V1_5.exe`, `MCRInstaller.exe` y `readme.txt`. Enseguida, automáticamente se instalará el compilador del MatLab, se deberá aceptar los pedidos de instalación necesarios.



**Fig. 3.23** Instalador de EEG UMA



**Fig. 3.24** Instalación del compilador del MatLab



2. Una vez que se instala totalmente el compilador, se procede a ejecutar finalmente el programa EEG UMA para ser utilizado. Asimismo, los archivos de las muestras de EEG (\*.txt, \*.m00) a analizar tanto para el PowerLab 26T como para el Nihon Kohden Neurofax 9100, se deben de pegar en la misma carpeta del programa principal.

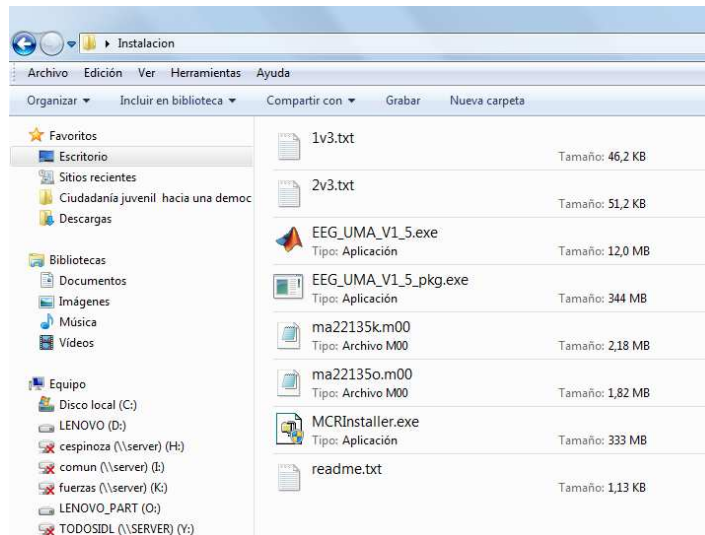
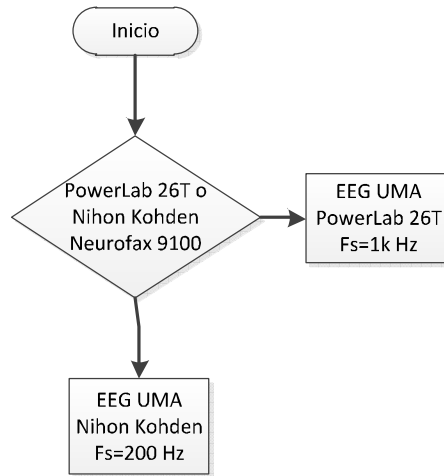


Fig. 3.25 Carpeta general de EEG UMA

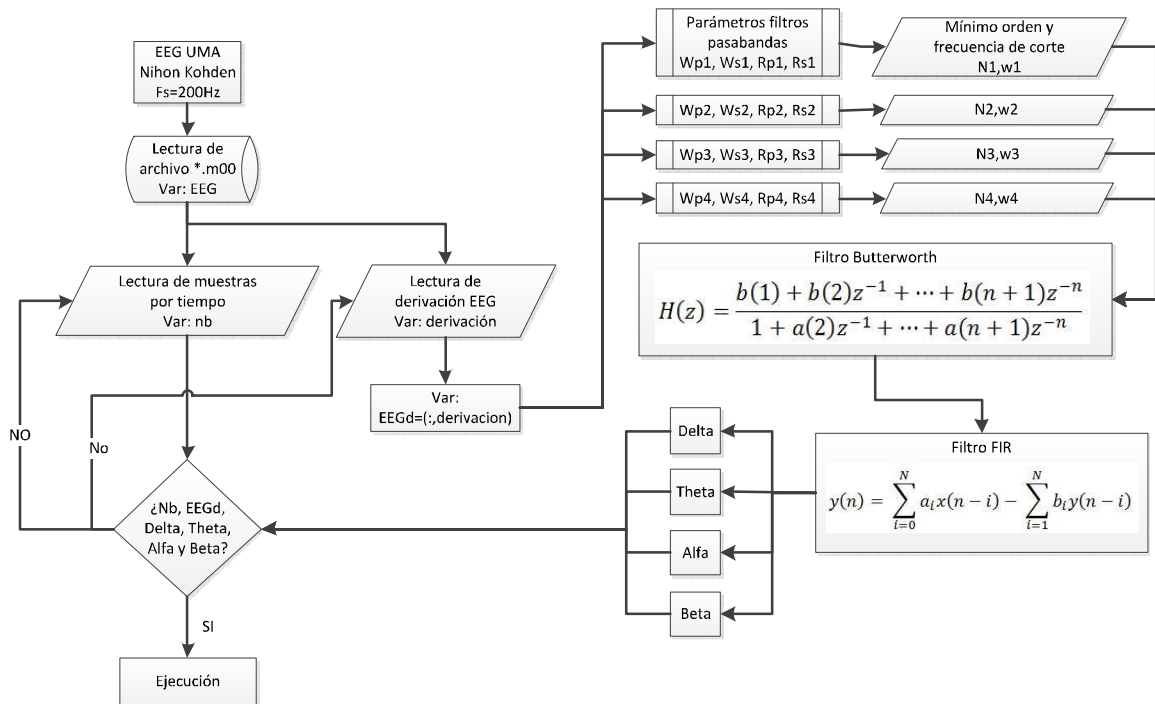
### 3.2.1.1.6 Diagrama de flujo de los algoritmos implementados en EEG UMA

A continuación, se mostrarán los diagramas de flujos de las distintas etapas funcionales que procesa el programa del presente proyecto, EEG UMA. Básicamente, el presente proyecto tiene 7 ejes principales por el cual atraviesa el algoritmo diseñado en MatLab. El primer eje es la elección del hardware con que se realizará el procesamiento digital, si es con el PowerLab 26T o el Nihon Kohden Neurofax 9100.



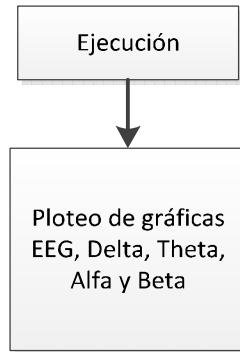
**Fig. 3.26** Inicio y selección del programa EEG UMA

Segundo, la lectura del archivo generado con las muestras de la señal EEG adquiridas y filtrado en sus cuatro subbandas: Delta, Theta, Alfa y Beta.



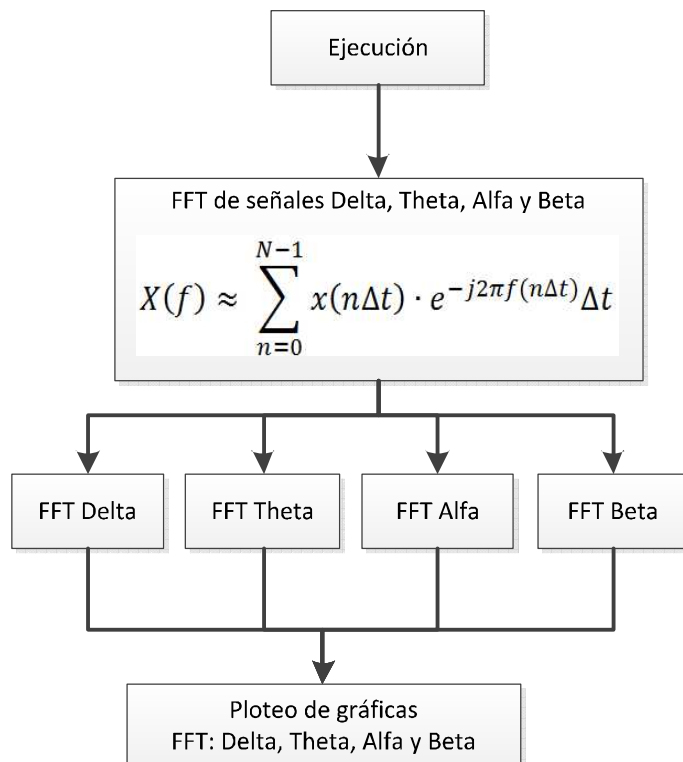
**Fig. 3.27** Diagrama de flujo del inicio del programa hasta el botón de ejecución

Tercero, la ejecución de la gráfica de todas las señales adquiridas como de manera independiente.



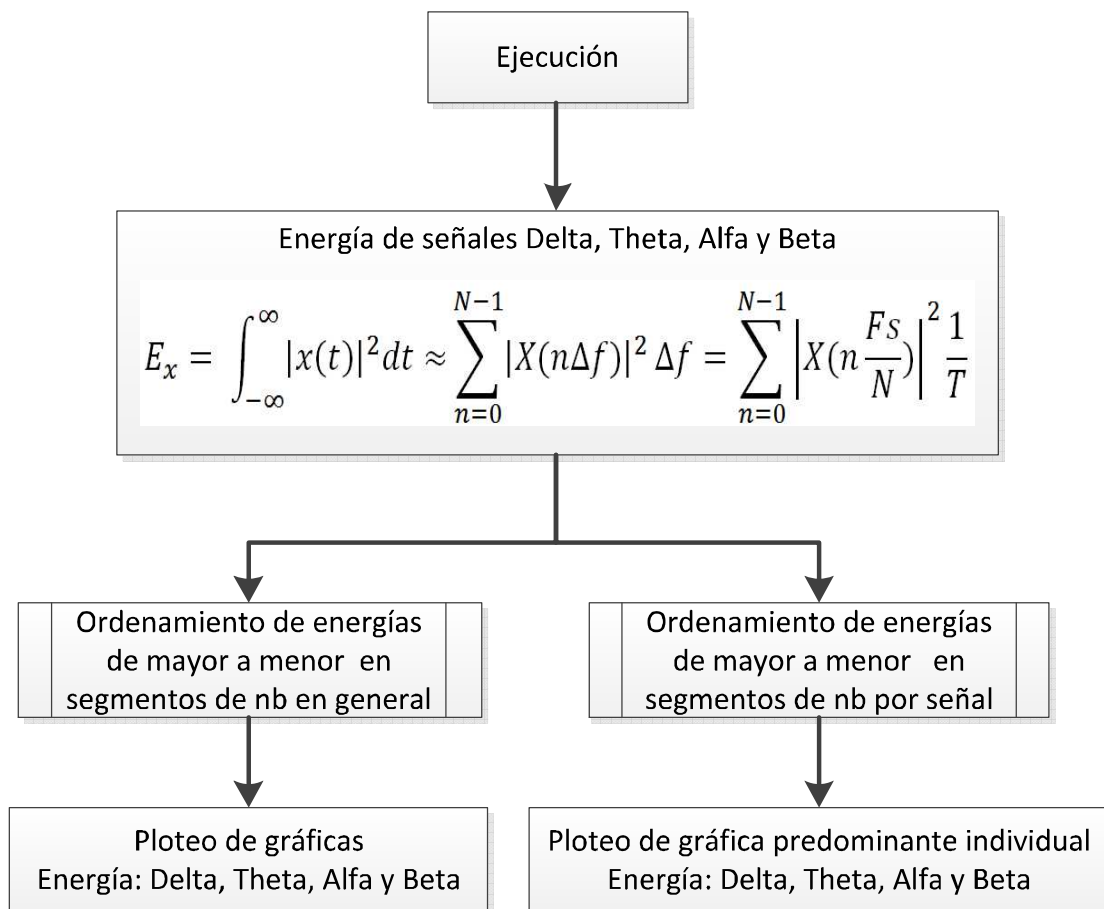
**Fig 3.28** Ploteo de las señales EEG

Cuarto, ejecución del procesamiento de las FFT de los cuatro ritmos filtrados y su respectiva gráfica general.

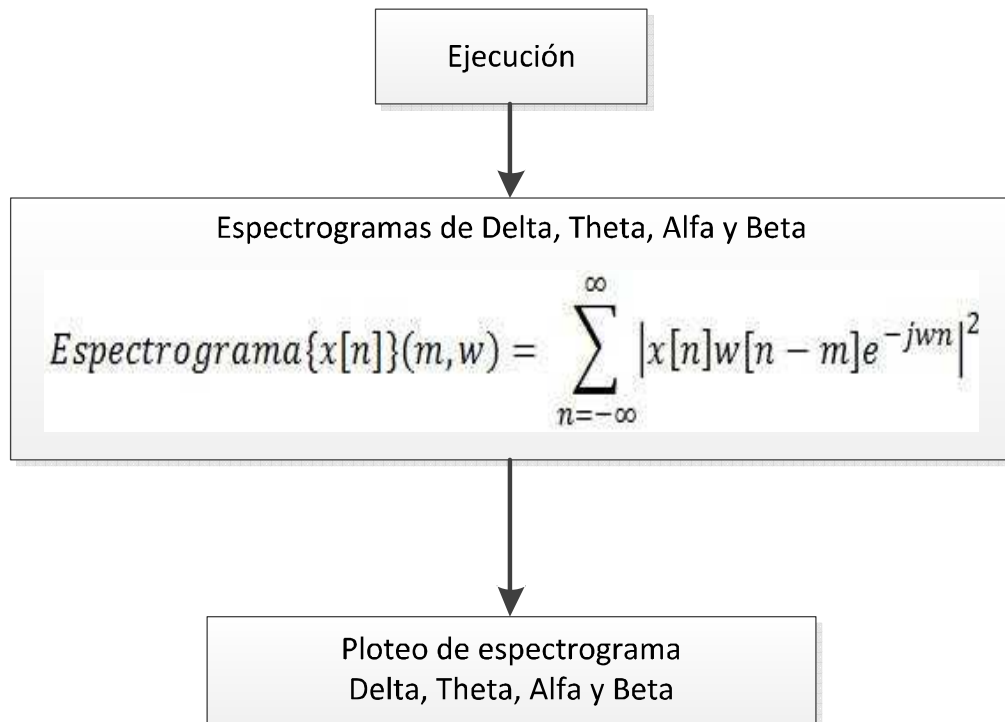


**Fig 3.29** Ploteo de FFT de las señales EEG

Quinto, ejecución del algoritmo generado para calcular las energías por tramos y ordenados según sus predominancias. Sexto, el algoritmo genera una gráfica única de las predominancias individuales de las energías calculadas de las señales adquiridas. Finalmente, el séptimo eje es la generación del espectrograma de las señales Delta, Theta, Alfa y Beta.



**Fig 3.30** Ploteo de las energías de las señales EEG



**Fig 3.31** Ploteo de los espectrogramas de las señales EEG

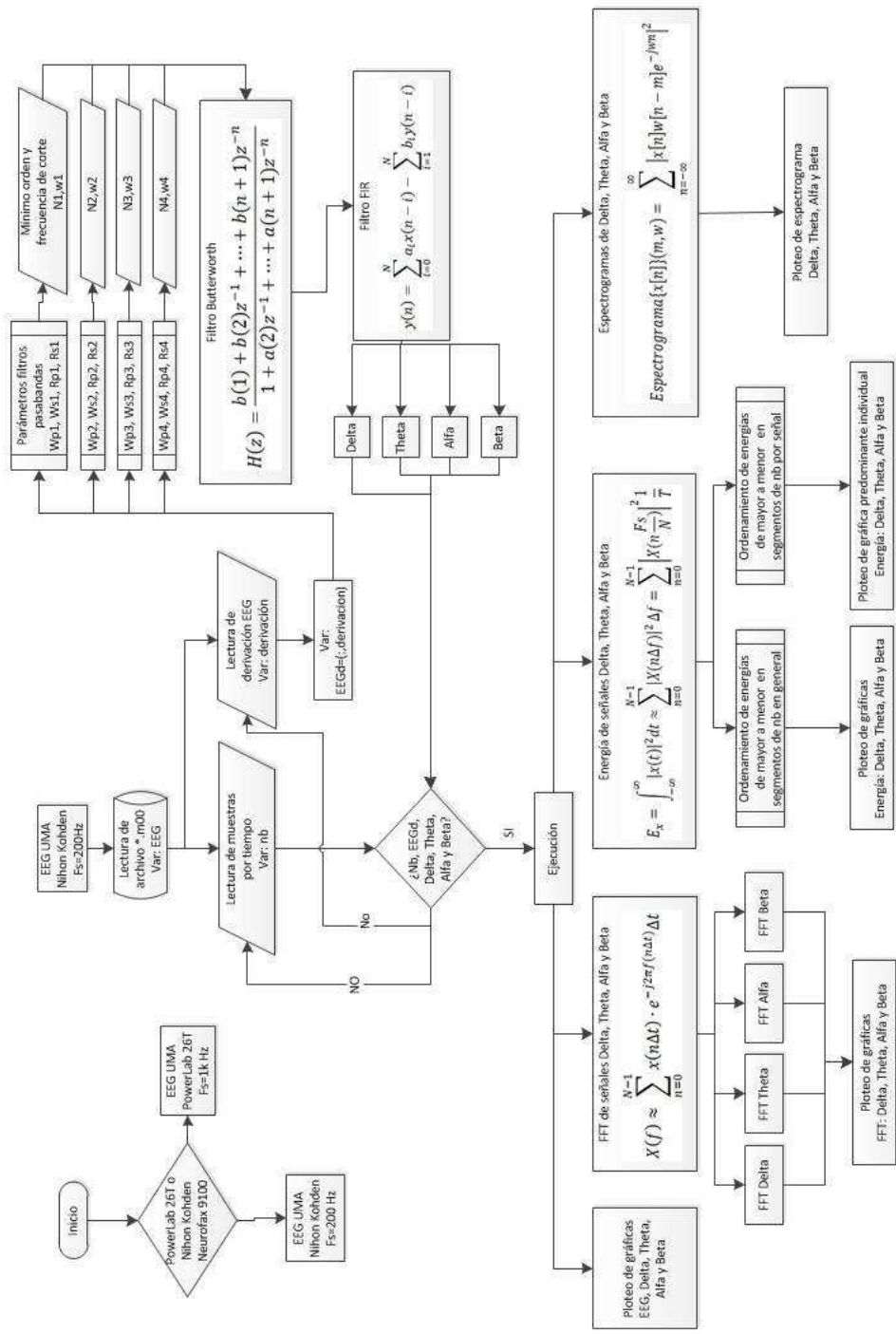


Fig 3.32 Diagrama de flujo general del programa EEG UMA

## **CAPÍTULO 4**

### **ANÁLISIS DE RESULTADOS**

#### **4.1 Aspectos técnicos**

A continuación, se presentarán todas aristas del análisis realizado en base a los resultados obtenidos del proyecto diseñado.

##### **4.1.1 Prueba del funcionamiento del software**

Las pruebas del funcionamiento del software EEG UMA con todas sus funciones se realizaron con el asesor del proyecto el Ing. Miguel Orellana Ambrosio en el campus de la Universidad Tecnológica del Perú. Asimismo, se hicieron otras pruebas en el Hospital Nacional Dos de Mayo, frente a doctores especialistas en neurología. Además, se anexa una hoja de reporte y validación del programa EEG UMA firmado por la doctora del departamento de Neurología, Dra. América Maldonado Perez C.M.P. 37084. Por otro lado, se pudieron analizar con EEG UMA, 15 exámenes de EEG de pacientes del Hospital Nacional Dos de Mayo del consultorio de la Dra América Maldonado que fueron obtenidos con el equipo de EEG de marca Nihon Kohden. Agregar también que se pudo analizar los exámenes de EEG del equipo

PowerLab26T de los 14 voluntarios que se sometieron a estimulaciones audiovisuales como también a los que no recibieron, en el laboratorio de la Escuela de Medicina de la Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas. Más adelante se detallará el proceso descrito, el cual es parte de la validación del presente proyecto.



**Fig. 4.1 EEG UMA en el Hospital Nacional Dos de Mayo - Neurología**

#### **4.1.1.1 Resultados del uso del software con voluntarios en el laboratorio de la Escuela de Medicina UPC**

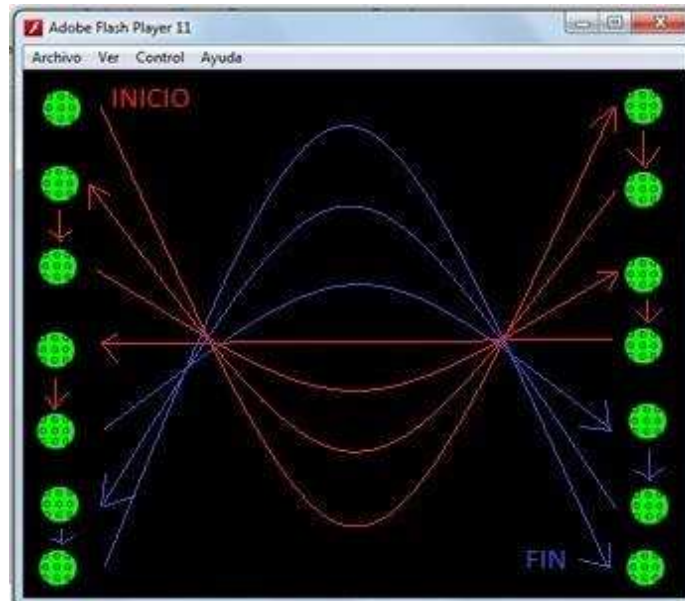
En el campus de la Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas en la sede de Villa donde se encuentra la Escuela de Medicina, se realizaron dos tipos de pruebas a dos grupos de personas: a 7 voluntarios escogidos aleatoriamente se les estimuló audiovisualmente y a los otros 7 voluntarios no se les estimuló. Los que aceptaron a someterse a las pruebas, se encontraban en la proporción de 7 hombres y 7 mujeres, entre un rango de 17 y 22 años. Agregar, que algunos de ellos comentaron que les costaba prestar atención dependiendo del



curso y otros que dependían del estado físico que se encontraban, como también, problemas en dedicarle demasiada atención al estudio. Asimismo, en cada prueba realizada a los voluntarios, se capturaban las señales EEG con el equipo de electroencefalografía de marca PowerLab 26T. Asimismo, cabe mencionar que el ambiente donde se realizaron las pruebas se verificó con todas las pautas establecidas en el manual de usuario del equipo Powerlab 26T para garantizar los resultados sean confiables ante contaminación electromagnética durante el funcionamiento y adquisición de las señales. También, hace referencia que el equipo Powerlab 26T cumple y ha sido testeado por normativas IEC, que es una organización internacional de normalización en los campos eléctrico, electrónico y tecnologías, denominada Comisión Electrotécnica Internacional.<sup>67</sup> En el capítulo 3, se enfatizó este punto para mayor detalle en cuanto a la confiabilidad de los resultados ante contaminación electromagnética durante el uso del equipo. Con respecto a la estimulación visual, esta se valía en mostrarles sobre el proyector un video de 16 segundos, en donde tenían que seguir con la vista un círculo con otros 6 pequeños círculos que realizaba una ruta específica sobre la pantalla. Ver figura 5.2. El video fue elaborado con el programa Adobe Flash CS6.

---

<sup>67</sup> AD Instruments 2001: 48.



**Fig. 4.2 Ruta seguida de un video de estimulación del proyecto**

Además, en cada prueba, se le transmitía al voluntario una estimulación de audio binaural de ondas beta de unos 20 Hz puros. Hay que precisar que el diseño del estudio y pruebas es de tipo experimental. Por otro lado, para obtener los resultados medibles del presente proyecto, se realizó a cada persona el siguiente procedimiento:

1. Acostar a la persona sobre una camilla inclinada.
2. Acondicionar la piel de la cabellera para colocarle los electrodos.
3. Montaje de los electrodos.
4. Lectura de las instrucciones para el procedimiento.
5. Inicio de la estimulación audiovisual.
6. Inicio de la adquisición de las señales EEG en PowerLab 26T.
7. Exportar el archivo de las señales EEG obtenidas del PowerLab 26T al programa EEG UMA elaborado para procesar las señales EEG.



**Fig. 4.3** Voluntaria sobre camilla e inicio del procedimiento



**Fig. 4.4** Ubicación del proyector, camilla y parlantes



**Fig. 4.5** Ubicación del PowerLab 26T sobre la mesa del tutor

Cabe agregar que la camilla se encontraba a 3.2 metros de distancia del proyector en diagonal. Además, el proyector tenía una resolución de 1024x768, velocidad de refresco de 60 Hz, modo de color dinámico y la temperatura de color absoluto fue 7500K

Las gráficas y datos de todas las pruebas realizadas se pudieron visualizar en el programa EEG UMA, el cual permitió medir y analizar las ondas EEG y sus señales derivadas como las alfa, beta, theta y delta. Además, se pudieron obtener de estas sus energías, predominancia en el dominio de frecuencias y espectrogramas de cada señal por bloques. Más adelante, se verá que los valores de las energías espectral de la señal beta de cada voluntario examinado se exportarán del programa EEG UMA y se analizarán estadísticamente para hacer la validación correspondiente de la presente tesis debido a que esta señal compromete directamente con la atención. Asimismo, se realizará la validación del software EEG UMA.

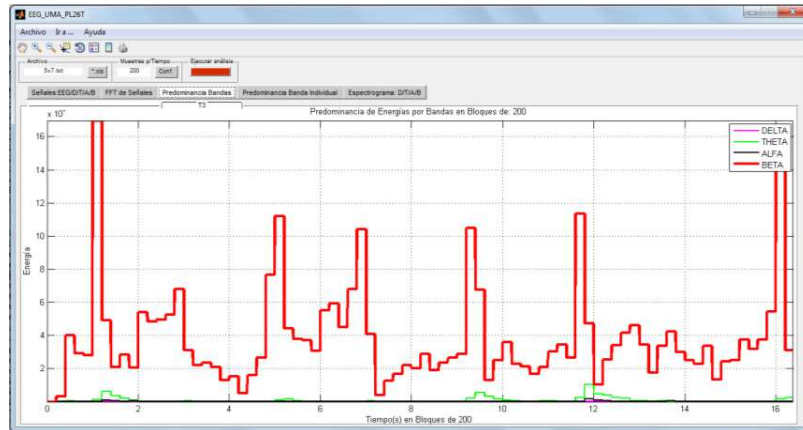


Fig. 4.6 Visualización de una muestra adquirida en una sesión

#### 4.1.1.2 Validación del software EEG UMA calificado por especialistas

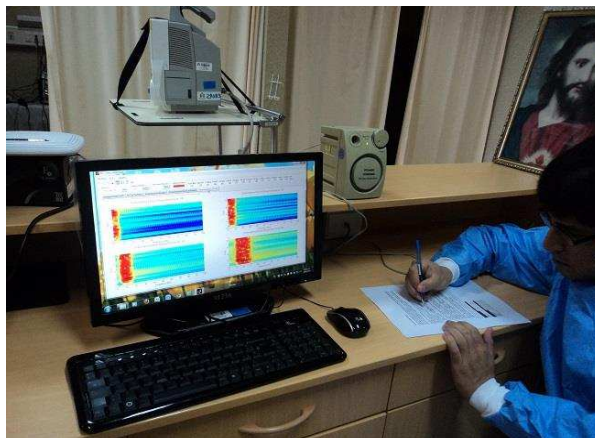
La validación del software EEG UMA, fue realizado mediante una encuesta a 14 especialistas con seis variables a calificar: necesidad, calidad, diseño, utilidad, contenido y operabilidad. La manera de calificar el software fue tomada como ejemplo del “Software Gestor para la Diseminación Selectiva de la Información”, trabajo presentado en Cuba<sup>68</sup>. Los valores para las variables necesidad y calidad fueron de 0 y 1, mientras que, para las variables operabilidad, contenido, diseño y utilidad, fueron 1 al 5, en donde las puntuaciones son: malo, regular, bueno y muy bueno, cuanto mayor sea el puntaje será mejor para el programa. Asimismo, luego de obtener el conteo final de las encuestas, con la ayuda de programa estadístico del SPSS, se obtiene la W de Kendall.

<sup>68</sup> Estévez y Silot 2009: 5-6



**Fig. 4.7** Calificación de doctora en UCI - Hospital Nacional Dos de Mayo

Este dato estadístico es el valor de contraste no paramétrico de la hipótesis en donde muchas muestras que se relacionan provienen de una misma población de cuan acuerdo se encuentran los que califican. Asimismo, la W de Kendall oscila entre 0 y 1. Si el valor resultante es mayor o igual a 0.7, entonces significa que el software posee calidad.<sup>69</sup>



**Fig. 4.8** Calificación de doctor en Neuro-UCI Hospital Nacional Dos de Mayo

---

<sup>69</sup> Kendall y Smith 1939: 275-287

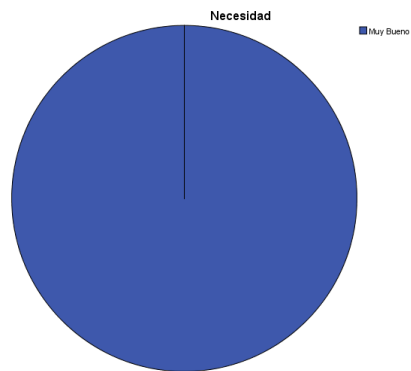


**Fig. 4.9** Calificación Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas

Por otro lado, esta encuesta fue hecha en dos sedes. La primera fue en el Hospital Nacional Dos de Mayo, con un total de 11 doctores entre especialistas en Neurología y en Cuidados Intensivos de Neurología. La segunda, en la Escuela de Medicina de la Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas por 3 personas calificadas del área médica en dicho centro de estudio. A continuación, se presentan las tablas y gráficos generados de los resultados de las encuestas.

**Tabla 4.1** Necesidad

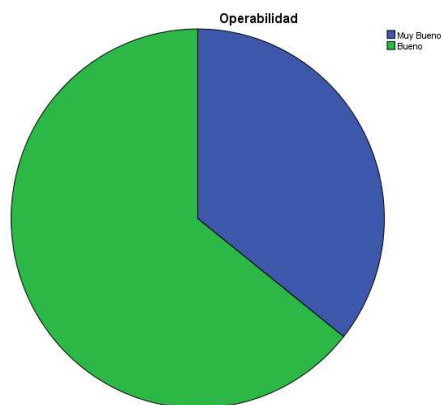
	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válidos    Muy Bueno	14	100,0	100,0	100,0



**Fig. 4.10** Sector gráfico de Necesidad

**Tabla 4.2** Operabilidad

		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válidos	Muy Bueno	5	35,7	35,7	35,7
	Bueno	9	64,3	64,3	100,0
	Total	14	100,0	100,0	

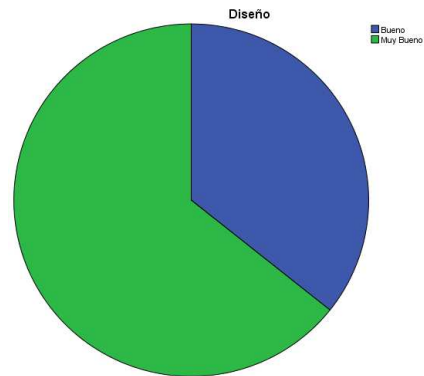


**Fig. 4.11** Sector gráfico de Operabilidad



**Tabla 4.3** Diseño

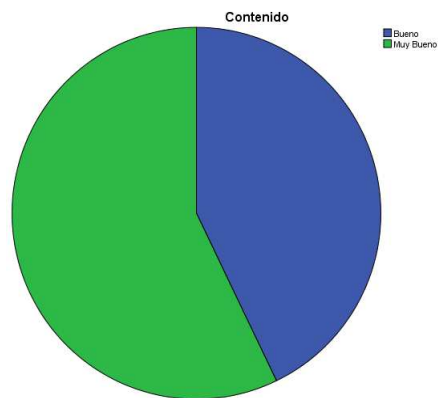
	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Bueno	5	35,7	35,7	35,7
Válidos Muy Bueno	9	64,3	64,3	100,0
Total	14	100,0	100,0	



**Fig. 4.12** Sector gráfico de Diseño

**Tabla 4.4** Contenido

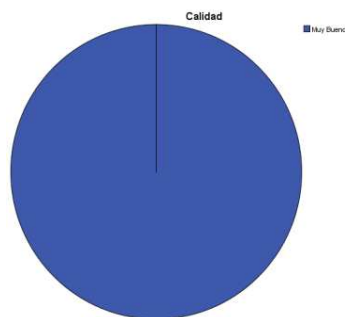
	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Bueno	6	42,9	42,9	42,9
Válidos Muy Bueno	8	57,1	57,1	100,0
Total	14	100,0	100,0	



**Fig. 4.13** Sector gráfico de Contenido

**Tabla 4.5** Calidad

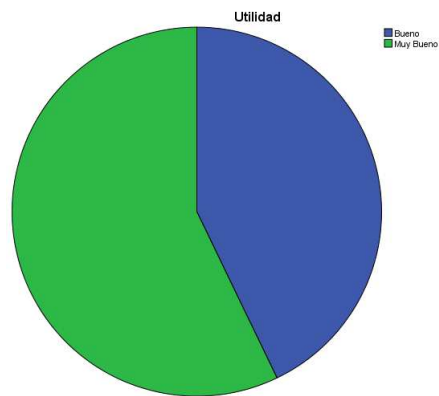
	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válidos Muy Bueno	14	100,0	100,0	100,0



**Fig. 4.14** Sector gráfico de Calidad

**Tabla 4.6 Utilidad**

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Bueno	6	42,9	42,9	42,9
Válidos Muy Bueno	8	57,1	57,1	100,0
Total	14	100,0	100,0	



**Fig. 4.15** Sector gráfico de Utilidad

**Tabla 4.7 Rangos**

	Rango promedio
Necesidad	1,50
Operabilidad	4,14
Diseño	4,71
Contenido	4,57
Calidad	1,50
Utilidad	4,57

**Tabla 4.8 Estadísticos de contraste**

N	14
W de Kendall <sup>a</sup>	,898
Chi-cuadrado	62,842
gl	5
Sig. asintót.	,000

a. Coeficiente de concordancia de Kendall

Como se puede apreciar en la tabla 5.8, el valor del coeficiente de W de Kendall arrojó un 0.898, por lo que se puede inferir que el programa EEG UMA es de calidad para los especialistas de neurología.

#### **4.1.1.3 Validación de la estimulación audiovisual para apoyar el nivel de concentración**

Se utilizaron pruebas estadísticas cuyo objetivo es averiguar si unos determinados factores (ondas sonoras y video secuencial) influyen en una variable de interés (medición), y además, si existe influencia de algún factor y en cuanto influye dicho factor. En el estudio se controló que todas las condiciones sean constantes para todos los voluntarios de ambos grupos, se verificó que la calibración del equipo, el volumen de las ondas auditivas emitidas y video secuencial sean idénticas para todos los pacientes que se les emitieron las ondas auditivas como el video y que a los pacientes que no se les emitieron ondas auditivos ni video, el equipo este calibrado de la misma manera. Por lo que, con esto podemos comparar las respuestas en diferentes niveles de observación de variables controladas (ondas emitidas).

Una vez planteado el problema, se realizó el recojo de información en el laboratorio de la Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas, los días 14 y 17 de junio del 2013 bajo la supervisión de la doctora América Maldonado CMP 37084 de la especialidad de neurología.

Para poder realizar el análisis estadístico, se tuvo que exportar del software EEG UMA los valores de la energía espectral de las señales beta procesados de cada señal EEG de los voluntarios. Ello, con el fin de demostrar que la estimulación brindada incrementaría el nivel de concentración de los voluntarios y así beneficiar la ayuda al déficit de atención enfocándonos en la onda beta que se relaciona cuando la persona está en un estado de atención activa. Asimismo, como bien ya se mencionó líneas arriba, los voluntarios se dividieron en dos grupos mezclados entre hombres y mujeres: al grupo de 7 voluntarios que se les estimuló audiovisualmente y a otros 7 voluntarios que no se les estimuló. Al primer grupo se le dominará como muestra 1 y al segundo como muestra 2.

A continuación, se detalla el primer análisis estadístico.

#### **4.1.1.4 Primer análisis estadístico**

Se obtiene el primer cuadro donde se obtienen las medias, las desviaciones estándar y tamaños de las muestras de todos los valores de la energía espectral de la señal beta de los voluntarios.

1. Inferencia. Comparación de medias independientes:

Datos:

**Tabla 4.9 Medias y otros datos de las muestras**

	<b>Muestra 1</b>	<b>Muestra 2</b>
Media	0,199	0,146
Desviación estándar	0,020	0,027
Tamaño de muestra	7	7

Nivel de confianza:

95,0%

Calcular:

Intervalo de confianza y contraste de hipótesis

Muestra 1:

Voluntarios estimulados audiovisualmente

Muestra 2:

Voluntarios no estimulados audiovisualmente

Resultados:

a. Prueba de comparación de varianzas (F)

**Tabla 4.10 Comparación de varianzas**

Estadístico F	gl numerador	gl denominador	Valor p
1,822	6	6	0,484

Esta prueba indica que se debe considerar varianzas iguales para los análisis siguientes.

b. Intervalo de confianza (95,0%)

**Tabla 4.11 Intervalo de confianza**

Diferencia de medias	Varianzas	Límite inferior	Límite superior
0,053	Igual	0,025	0,081

El intervalo de confianza de la diferencia entre los grupos no incluye el cero, por lo tanto, la diferencia es significativa.

c. Prueba de comparación de medias (varianzas iguales)

**Tabla 4.12 Prueba de comparación de medias**

Contraste	Estadístico t	gl	Valor p
Bilateral	4,173	12	0,001

El valor p es menor a 0,05 (valor de nivel de significancia empleado con mayor frecuencia), por lo tanto, la diferencia es significativa.

Por tanto, de acuerdo con el estudio estadístico presentado, se puede inferir que los grupos estudiados son diferentes y que la estimulación audiovisual aplicada a los voluntarios apoya el nivel de concentración, en donde hace notar una mayor atención significativa en contraste a los voluntarios que no recibieron una estimulación.

#### **4.1.1.5 Segundo análisis estadístico**

A continuación, se presentará el análisis estadístico por medio de la prueba de Mann Whitney con las muestras obtenidas de todos los valores de la energía espectral de la señal beta de los voluntarios. Por lo que, se plantea la siguiente hipótesis:

$H_0 = H_1$  : Las muestras obtenidas son iguales

$H_0 \neq H_1$  : Las muestras obtenidas son diferentes

A un nivel de significancia de  $\alpha=0.05$

En donde,  $H_0$  son los voluntarios estimulados audiovisualmente y  $H_1$  son los voluntarios no estimulados audiovisualmente. Realizando las pruebas con el programa SPSS, se obtienen los resultados siguientes.

**Tabla 4.13 Rangos**

	Grupos de investigación	N	Rango promedio	Suma de rangos
Valor de EE	Estimulados=0	7	11,00	77,00
	No estimulados=1	7	4,00	28,00
	Total	14		

**Tabla 4.14 Estadísticos de prueba<sup>a</sup>**

	Valor de EE
U de Mann-Whitney	,000
W de Wilcoxon	28,000
Z	-3,162
Sig. asintótica (bilateral)	,002
Significación exacta [2*(sig. unilateral)]	,001 <sup>b</sup>

a. Variable de agrupación: Grupos de investigación

b. No corregido para empates.

Al observar los valores de la tabla 5.12 de Rangos, se ve que la muestra que fue estimulada audiovisualmente tuvo un rango promedio de 11,00, mientras que el menor rango promedio le correspondió a la muestra que no fue estimulada con un valor de 4,00. Además, como se observa que el valor de p (Sig. asintótica (bilateral)) es 0,002, que es menor que el valor de significancia de 0,05. Por lo que, se rechaza la hipótesis nula planteada y se concluye que hay evidencias para poder inferir que la estimulación audiovisual varía la energía espectral de la señal beta al estímulo audiovisual aplicado con un nivel de significancia del 5%.



#### **4.1.1.6 Discusión de la validación de la estimulación audiovisual para apoyar el nivel de concentración**

En base a los resultados obtenidos estadísticamente en el experimento, se puede inferir que la estimulación audiovisual aplicada a los voluntarios ayudaría a incrementar la atención por las diferencias que hay entre las energías espectrales obtenidas de la señal beta del otro grupo no estimulado. Como bien ya hemos mencionado, la onda beta se relaciona cuando la persona está en un estado de atención activa. Comparando con otros tipos de estudios similares en donde igualmente se les estimulaban audiovisualmente a niños con desordenes de aprendizaje<sup>70</sup>, pero que no se especifica el detalle de la estimulación y en sesiones de mayor tiempo y por más días, se obtuvo un resultado favorable en donde concluían que podría beneficiar a los niños con la patología descrita por los resultados obtenidos en 4 pruebas especiales de aprendizaje antes y después del estudio. Por tanto, existe una evidencia importante a considerar para sostener que la estimulación audiovisual aplicada en la presente de tesis podría ser efectiva para apoyar la atención en personas con déficit de atención. Por otro lado, en otro estudio realizado a personas escogidas aleatoriamente, un grupo fueron estimuladas con un audio binaural y al otro no, por 20 minutos, 3 veces por semana y por 3 semanas<sup>71</sup>. Agregar que no especifican a qué frecuencia en Hertz se dio la estimulación auditiva. El resultado de las pruebas obtenidas pre y post estudio no fueron significativas entre ambos grupos; sin embargo, las personas comentaron que en las tareas de problemas de inatención mejoraron durante las 3 semanas de estudio. Por lo que, este estudio podría hacer notar que una estimulación auditiva en personas tendría un efecto de prestar mayor atención. Contrastando con la estimulación audiovisual aplicada en la presente tesis, a esta se le agregó

---

<sup>70</sup> Olmstead 2008: 49-61

<sup>71</sup> Kennel y Otros 2010: 3-11

la estimulación visual y con los resultados obtenidos estadísticamente favorable, hace notar que tenemos una mayor seguridad en que el grado de estimulación vertida y aplicada experimentalmente, puede apoyar aún más a personas con déficit de atención.

#### **4.1.1.7 Cronograma del proyecto**

El siguiente cuadro se observará el cronograma del proyecto para la realización del diseño del programa EEG UMA.

**Tabla 4.16** Cronograma del proyecto

<b>Nº</b>	<b>Actividad</b>	<b>Inicio</b>	<b>Fin</b>	<b>Duración</b>
1	Reunión con asesor. Anotar observaciones del asesor para agregar o modificar al proyecto. Ejecutar el software elaborado con los hardware utilizados y ver errores del algoritmo para levantar falla.	12/07/2021	14/07/2021	3 días
2	Reunión con asesor. Entregar las observaciones realizadas al asesor para agregar o modificar al proyecto. Continuar con las pruebas del software elaborado con la data obtenida de los estudios realizados y ver errores del algoritmo para levantar falla.	15/07/2021	19/07/2021	4 días
3	Reunión con asesor. Entregar las observaciones realizadas al asesor para agregar o modificar al proyecto. Continuar con las pruebas del software elaborado con la data obtenida de los estudios realizados y ver errores del algoritmo para levantar falla. Presentar al asesor las diapositivas de la exposición del proyecto.	20/07/2021	23/07/2021	3 días
4	Reunión con asesor. Entregar las observaciones realizadas al asesor para agregar o modificar proyecto. Continuar con la penúltima prueba del software elaborado con la data obtenida de los estudios realizados y ver errores del algoritmo para levantar falla.	24/07/2021	28/07/2021	4 días

5	Reunión con asesor. Entregar las últimas observaciones realizadas al asesor para agregar o modificar al proyecto. Demostración de software elaborado sin fallas al asesor. Se consultará al asesor conformidad de la tesis elaborada para proceder con la sustentación del proyecto.	29/07/2021	01/08/2021	2 días
---	--	------------	------------	--------

## 4.2 Aspectos económicos e inclusión técnicos del proyecto

### 4.2.1 Adquisiciones del proyecto y presupuesto para el diseño del programa EEG

#### UMA

Se adjunta la matriz de adquisiciones como el cuadro presupuesto del presente proyecto en la siguiente tabla.

Matriz de Adquisiciones						
Proyecto:	Diseño e implementación de un software de procesamiento de señales electroencefalográficas para medir y apoyar el nivel de concentración en estudiantes con déficit de atención mediante una estimulación audiovisual					
Código EDT	Estructura de la EDT	Tipo de Adquisición	Modalidad de Adquisición	Fechas Estimadas		Presupuesto Estimado
				Inicio	Fin	
1	Software del proyecto					S/ 300.00
1.1	Elaborar el software					
1.1.1	Con software de académico	Propia	Inversión propia	1/06/2021	2/06/2021	S/ 300.00
1.2	Código de programación implementado					
1.2.1	Trabajo e investigación de horas para la codificación	Propia	Inversión propia	2/06/2021	17/06/2021	S/ -
1.3	Código de programación con soporte	Propia	Inversión propia	17/06/2021	30/06/2021	S/ -
2	Mejora de la calidad del software					S/ 200.00
2.1	Capacitación					
2.1.1	Capacitación a usuarios	Voluntario	Inversión propia	17/06/2021	17/07/2021	S/ 100.00
2.1.1.1	Materiales para capacitación desarrollados	Voluntario	Inversión propia	17/06/2021	17/07/2021	S/ 100.00
3	Apoyo y aceptación del proyecto					S/ 200.00
3.1	Campaña de comunicación a diseñar	Voluntario	Inversión propia	17/07/2021	17/08/2021	S/ 100.00
3.2	Campaña de comunicación a difundir	Voluntario	Inversión propia	17/07/2021	17/08/2021	S/ 100.00
4	Gestión exitosa del proyecto					S/ -
4.1	Proyecto concluido	Propio	Inversión propia	17/07/2021	17/08/2021	S/ -
4.2	Evaluaciones concluidas	Propio	Inversión propia	17/07/2021	17/08/2021	S/ -
4.3	Auditorías internas y externas concluidas	Propio	Inversión propia	17/07/2021	17/08/2021	S/ -
<b>Total</b>						<b>S/ 700.00</b>

Fig 4.16 Matriz de adquisiciones del proyecto

**Tabla 4.17** Presupuesto del proyecto EEG UMA

Cantidad	Descripción	Precio Unitario S/.	Total S/.
400	Copias, impresiones y documentos para bibliografía	0.10	40.00
70	Pasajes y gastos de traslado	10.00	700.00
01	Computadora Dell Inspiron 15, 5000series, procesador AMD-A10 (1.9GHz), RAM 8 GB, DD 1TB.	1400.00	1400.00
01	Mouse	50.00	50.00
100	Llamadas para coordinaciones de reuniones	0.30	30.00
01	Gastos de planilla de Recursos Humano, persona	1200	1200
01	Gastos preproyecto para el inicio	700	7000
		<b>Total</b>	<b>S/. 4,120.00</b>

#### 4.2.2 Riesgos como peligros asociados al proyecto EEG UMA en curso

En el siguiente cuadro, se muestra los riesgos o peligros que están asociados al proyecto en curso EEG UMA. En ella, se observan los riesgos relacionados al impacto o gravedad que podrían tener según los niveles desde muy bajo en gravedad hasta el muy alto en gravedad según la probabilidad de que ocurriese.





**Fig.4. 17** Matriz de riesgos del proyecto

MATRIZ DE RIESGOS						LEYENDA					
NR	RIESGO	Probabilidad (Ocurrencia)	Gravedad (Impacto)	Valor del Riesgo	Nivel de Riesgo	GRAVEDAD (IMPACTO)					
						MUY BAJO	BAJO	MEDIO	ALTO	MUY ALTO	
						1	2	3	4	5	
NR.1	Excesivas horas de trabajo en la implementación del software	4	4	16	Muy grave						
NR.2	Error de la programación del software en la ejecución de procesamiento de datos	2	5	10	Importante						
NR.3	Costeo del proyecto personal para la continuidad en la investigación	4	4	16	Muy grave						
NR.4	Control de calidad errado en el procesamiento de los datos de EEG	3	3	9	Importante						
NR.5	Distribución académica del software para la continuidad del proceso investigativo	5	5	25	Muy grave						
NR.6	Participación de los voluntarios para adquirir EEG y procesarlos en el software	3	3	9	Importante						

PROBABILIDAD		GRAVEDAD (IMPACTO)				
		MUY BAJO	BAJO	MEDIO	ALTO	MUY ALTO
MUY ALTA	5	5	10	15	20	25
ALTA	4	4	8	12	16	20
MEDIA	3	3	6	9	12	15
BAJA	2	2	4	6	8	12
MUY BAJA	1	1	2	3	4	5

	Riesgo muy grave. Requiere medidas preventivas urgentes. No se debe iniciar el proyecto sin la aplicación de medidas preventivas urgentes y sin acotar sólidamente el riesgo.
	Riesgo importante. Medidas preventivas obligatorias. Se deben controlar fuertemente las variables de riesgo durante el proyecto.
	Riesgo apreciable. Estudiar económicamente si es posible introducir medidas preventivas para reducir el nivel de riesgo. Si no fuera posible, mantener las variables controladas.
	Riesgo marginal. Se vigilará aunque no requiere medidas preventivas de partida.

### 4.2.3 Flujo de caja

A continuación, se presenta el flujo de caja del presente proyecto considerando a 5 años a futuro como el presupuesto elaborado inicialmente.

	2021	2022	2023	2024	2025
Seminarios de Investigación - Sponsor	0.00	3,000.00	6,000.00	9,000.00	9,000.00
<b>Ventas (S/.)</b>	<b>0.00</b>	<b>3,000.00</b>	<b>6,000.00</b>	<b>9,000.00</b>	<b>9,000.00</b>
<b>Compras (S/.)</b>	<b>1,480.00</b>	<b>0.00</b>	<b>0.00</b>	<b>0.00</b>	<b>0.00</b>
<b>Utilidad Bruta</b>	<b>-1,480.00</b>	<b>3,000.00</b>	<b>6,000.00</b>	<b>9,000.00</b>	<b>9,000.00</b>
<b>Gastos Administrativos</b>	<b>2,640.00</b>	<b>1,990.80</b>	<b>2,037.76</b>	<b>2,085.87</b>	<b>2,135.16</b>
Planillas (S/.)	1,200.00	1,236.00	1,260.72	1,285.93	1,311.65
Viáticos (S/.)	700.00	714.00	735.42	757.48	780.21
Ofimática (S/.)	40.00	40.80	41.62	42.45	43.30
Otros (S/.)	700.00	0.00	0.00	0.00	0.00
<b>Gastos de Ventas</b>	<b>0.00</b>	<b>0.00</b>	<b>0.00</b>	<b>0.00</b>	<b>0.00</b>
Publicidad (S/.)	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Comisiones (S/.)	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
<b>U. Operativa (sin depreciación)</b>	<b>-4,120.00</b>	<b>1,009.20</b>	<b>3,962.24</b>	<b>6,914.13</b>	<b>6,864.84</b>
(-) Depreciación	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
<b>Utilidad Antes de Impuestos e Intereses</b>	<b>-4,120.00</b>	<b>1,009.20</b>	<b>3,962.24</b>	<b>6,914.13</b>	<b>6,864.84</b>
Ingreso por Venta de Activo Fijo	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Egreso por valor en libros	0.00	148.00	0.00	0.00	0.00
<b>Utilidad antes imppto. (UAI)</b>	<b>-4,120.00</b>	<b>861.20</b>	<b>3,962.24</b>	<b>6,914.13</b>	<b>6,864.84</b>
(-) Impuesto a la Renta	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
<b>UTILIDAD NETA</b>	<b>-4,120.00</b>	<b>861.20</b>	<b>3,962.24</b>	<b>6,914.13</b>	<b>6,864.84</b>

Fig 4.18 Flujo de caja

### 4.2.4 Stakeholders del proyecto

En la siguiente matriz se involucra a los stakeholders del proyecto en relación con los casos vistos en el Hospital Nacional Dos de Mayo.

Matriz de Gestión de los interesados (Stakeholders)												
Información de identificación					Información de evaluación					Clasificación de los interesados		
Nombre	Puesto	Organización / Empresa	Ubicación	Rol en el proyecto	Información de contacto	Requisitos principales	Expectativas principales	Grado de influencia	Grado de interés	Fase de mayor interés	Interno / Externo	Partidario / Neutral / Receptivo
Voluntario A	Colaborador	NA	Hospital Nacional 2 de Mayo	Voluntario	Datos reservados	Ser examinado como voluntario	Sin expectativas y colabora en el proyecto	Positiva	Medio	Desarrollo	Externo	Neutral
Voluntario B	Colaborador	NA	Hospital Nacional 2 de Mayo	Voluntario	Datos reservados	Ser examinado como voluntario	Sin expectativas y colabora en el proyecto	Positiva	Medio	Desarrollo	Externo	Neutral
Voluntario C	Colaborador	NA	Hospital Nacional 2 de Mayo	Voluntario	Datos reservados	Ser examinado como voluntario	Sin expectativas y colabora en el proyecto	Positiva	Medio	Desarrollo	Externo	Neutral
Alvaro Miyahira	Investigador	NA	Av. Brasil 2456, Jesus María	Investigador/ Desarrollador	Datos reservados	Elaborar y culminar el proyecto en su totalidad	Proyecto exitoso	Positiva	Alta	Global	Interno	Partidario

Fig. 4. 19 Matriz de gestión de los stakeholders

## **CONCLUSIONES**

- Se pudo alcanzar el objetivo general del proyecto que fue la de diseño e implementación del software que permita monitorear las frecuencias-ritmos cerebrales (Deltas, Thetas, Alfas y Betas) de las muestras obtenidas de la persona examinada a través de un equipo de electroencefalografía.
- Se completó con éxito todos los objetivos específicos trazados para el presente proyecto.
- Asimismo, no solo se pudo acoplar el programa EEG UMA a un solo equipo de electroencefalografía, sino a dos. Para la parte académica se logró implementar con el hardware PowerLab 26T, que se encuentran en los laboratorios de la Escuela de Medicina de la UPC y por la parte profesional, el hardware Nihon Kohden Neurofax 9100, ubicado en el Hospital Nacional Dos de Mayo.
- Luego de realizar en total 14 encuestas de calidad a los especialistas del Hospital Nacional Dos de Mayo y de la Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas y obtener el resultado del coeficiente W de Kendall de 0.889, se puede inferir que el programa EEG UMA es de calidad por ser mayor o igual que el valor 0.7.
- De las 14 sesiones hechas a 14 estudiantes voluntarios, 7 hombres y 7 mujeres de 17 a 22 años en el laboratorio de la Escuela de Medicina, se pudo ejecutar el programa

EEG UMA para medir, visualizar y diagnosticar todas las muestras de las señales EEG obtenidas.

- Del primer análisis estadístico, en la prueba de comparación de medias (varianzas iguales), se concluye que al tener un valor p de 0,002 menor a 0,05, que es el valor de nivel de significancia empleado, se infiere que el grupo estimulado y el no estimulado son diferentes. El cual denota que la estimulación audiovisual empleada podría ayudar a personas con déficit de atención.
- Del segundo análisis estadístico, en la prueba de Mann Whitney, se concluye que al tener un valor de p de 0,002 menor que el valor de significancia de 0,05, se rechaza la hipótesis nula planteada y se concluye que hay evidencias para poder inferir que la estimulación audiovisual varía la energía espectral de la señal beta al estímulo audiovisual aplicado con un nivel de significancia del 5%. Por tanto, el grupo que recibió la estimulación audiovisual prestaría mayor atención frente al grupo que no lo recibió. Por lo que, también podría demostrarse que la estimulación audiovisual empleada podría ayudar a personas con déficit de atención.

### **RECOMENDACIONES PARA TRABAJOS FUTUROS**

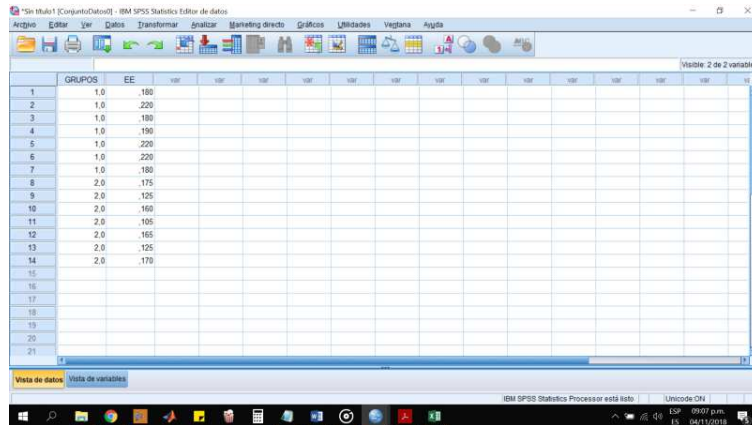
- Utilizar el programa EEG UMA para poder acoplar a las señales EEG del monitor de signos vitales MP-60 Philips.
- Ampliar al programa EEG UMA la posibilidad de detectar paroxismos.
- Añadir otros formatos de montajes para analizar señales EEG en el programa EEG UMA.
- Añadir al programa EEG UMA la posibilidad de ser multifuncional para otros equipos EEG y procesar las muestras de EEG.
- Ampliar la cobertura del programa EEG UMA para patología neurológica.
- Emplear la estimulación audiovisual utilizada a menores de edad con patologías de déficit de atención e hiperactividad para ver resultados en la mejora de la concentración en sus tareas que conlleven la atención.



## ANEXO A

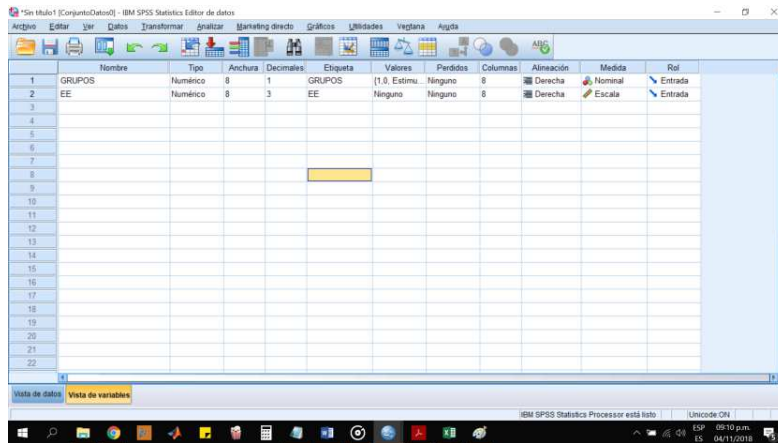
Tabla de valores del grupo sometidos a la estimulación como los no estimulados en SPSS.

Figura A.1 Tabla de valores en SPSS



	GRUPOS	EE
1	1.0	.180
2	1.0	.220
3	1.0	.180
4	1.0	.190
5	1.0	.220
6	1.0	.220
7	1.0	.180
8	2.0	.175
9	2.0	.125
10	2.0	.160
11	2.0	.105
12	2.0	.165
13	2.0	.125
14	2.0	.170
15		
16		
17		
18		
19		
20		
21		

Figura A.2 Tabla de configuración pre análisis SPSS



	Nombre	Tipo	Anchura	Decimales	Etiqueta	Valores	Perdidos	Columnas	Alineación	Medida	Rol
1	GRUPOS	Númérico	8	1	GRUPOS	1.0, Estim.	Ninguno	8	Derecha	Nominal	Entrada
2	EE	Númérico	8	3	EE	Ninguno	Ninguno	8	Derecha	Escala	Entrada
3											
4											
5											
6											
7											
8											
9											
10											
11											
12											
13											
14											
15											
16											
17											
18											
19											
20											
21											
22											

Figura A.3 Tablas estadísticas de la prueba de Mann Whitney

## ANEXO B

El presente diagrama de bloques electrónico digital hace referencia al equipo PowerLab 26T de AD Instruments en donde se aprecia las entradas analógicas.

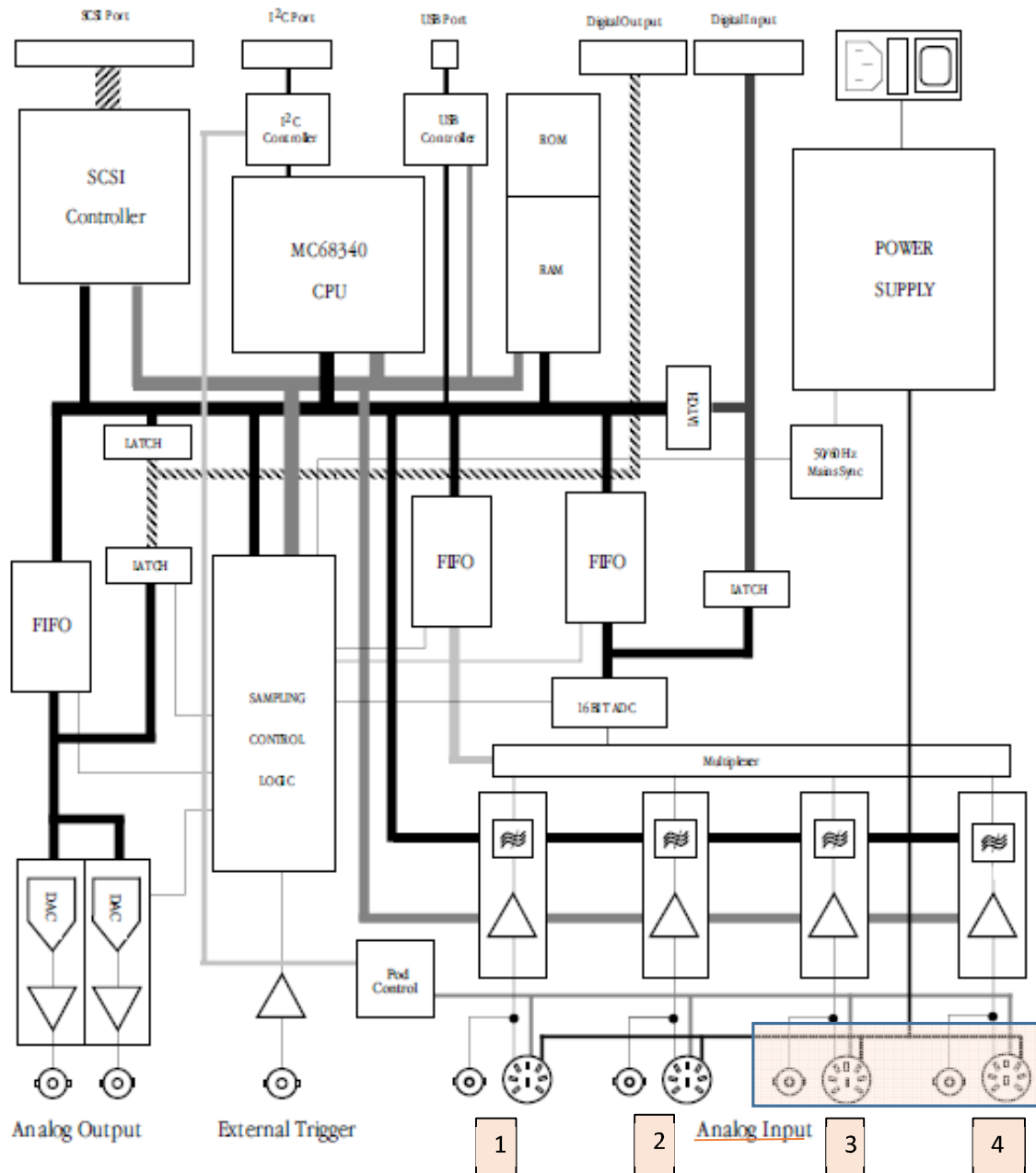


Fig. B 1 Diagrama de bloques del equipo electrónico PowerLab 26T

Estas serán el punto de partida donde se aplique el conector BioAmp del EEG PowerLab para que la señal analógica que ingrese sea amplificada, filtrada y convertida a través del conversor análogo digital de 16 bits, que mediante el procesamiento digital FIFO controlado por su Controlador Lógico y CPU interno, es convertida finalmente a la señal digital y enviada en tiempo real por medio del puerto USB a la PC que está instalada el programa Labtutor donde se obtiene la señal EEG.<sup>72</sup>

---

<sup>72</sup> AD Instruments 2001: 28.

## ANEXO C

En el presente anexo se adjuntan los códigos en imágenes y funciones utilizados para el diseño del programa EEG UMA en Matlab.

.....

```
1. Función: bandaporbloque
function [BANDAAbloque,bandaprint]=bandaporbloque(D,T,A,
B,X,nb,fs,N)
%bandaporbloque(datosy,datosx,nb)
nbloque=floor(length(X)/nb);
residuo=length(X)-nbloque*nb;

for i=0:1:nbloque-1
    db=(D(i*nb+1:nb*(i+1)));
    tb=(T(i*nb+1:nb*(i+1)));
    ab=(A(i*nb+1:nb*(i+1)));
    bb=(B(i*nb+1:nb*(i+1)));
    xb=(X(i*nb+1:nb*(i+1)));

    [Edb,espectro1]=energiabanda(fs,nbloque,db);
    [Etb,espectro2]=energiabanda(fs,nbloque,tb);
    [Eab,espectro3]=energiabanda(fs,nbloque,ab);
    [Ebb,espectro4]=energiabanda(fs,nbloque,bb);

    [BANDAindividual,banda]=sel_energia(Edb,Etb,Eab,
    Ebb);

    BANDAAbloque(nbloque*nb+1:length(X))=BANDAindi
    vidual;
    bandaprint(nbloque*nb+1:length(X))=banda;
end
end

[BANDAindividual,banda]=sel_energia(Edb,Etb,Eab,
Ebb);
BANDAAbloque(i*nb+1:nb*(i+1))=BANDAindividual;
bandaprint(i*nb+1:nb*(i+1))=banda;
end
if residuo>0
    db=(D(nbloque*nb+1:end));
    tb=(T(nbloque*nb+1:end));
    ab=(A(nbloque*nb+1:end));
    bb=(B(nbloque*nb+1:end));
    xb=(X(nbloque*nb+1:end));
    [Edb,espectro1]=energiabanda(fs,nbloque,db);
    [Etb,espectro2]=energiabanda(fs,nbloque,tb);
    [Eab,espectro3]=energiabanda(fs,nbloque,ab);
    [Ebb,espectro4]=energiabanda(fs,nbloque,bb);

    [BANDAindividual,banda]=sel_energia(Edb,Etb,Eab,
    Ebb);

    BANDAAbloque(nbloque*nb+1:length(X))=BANDAindi
    vidual;
    bandaprint(nbloque*nb+1:length(X))=banda;
end
end
```

.....

a

Img. 1 Función Bandabloque en Matlab

```

2. Función: bandaporbloqueindividual
function
[BANDAbloquedelta,BANDAbloquetheta,BANDAbloquealfa,BANDAbloquebeta]=bandaporbloqueindividual(D,T,A,B,X,nb,fs,N)
%bandaporbloque(datosy,datosx,nb)
nbloque=floor(length(X)/nb);
residuo=length(X)-nbloque*nb;
for i=0:1:nbloque-1
    db=(D(i*nb+1:nb*(i+1)));
    tb=(T(i*nb+1:nb*(i+1)));
    ab=(A(i*nb+1:nb*(i+1)));
    bb=(B(i*nb+1:nb*(i+1)));
    xb=(X(i*nb+1:nb*(i+1)));
    [Edb,fespectro1]=energiabanda(fs,nbloque,db);
    [Etb,fespectro2]=energiabanda(fs,nbloque,tb);
    [Eab,fespectro3]=energiabanda(fs,nbloque,ab);
    [Ebb,fespectro4]=energiabanda(fs,nbloque,bb);
    %[BANDAindividual,banda]=sel_energia(Edb,Etb,Eab,Ebb);
    BANDAbloquedelta(nbloque*nb+1:length(X))=Edb;
    BANDAbloquetheta(nbloque*nb+1:length(X))=Etb;
    BANDAbloquealfa(nbloque*nb+1:length(X))=Eab;
    BANDAbloquebeta(nbloque*nb+1:length(X))=Ebb;
    % bandaprint(nbloque*nb+1:length(X))=banda;
end
end

if residuo>0
    db=(D(nbloque*nb+1:end));
    tb=(T(nbloque*nb+1:end));
    ab=(A(nbloque*nb+1:end));
    bb=(B(nbloque*nb+1:end));
    xb=(X(nbloque*nb+1:end));
    [Edb,fespectro1]=energiabanda(fs,nbloque,db);
    [Etb,fespectro2]=energiabanda(fs,nbloque,tb);
    [Eab,fespectro3]=energiabanda(fs,nbloque,ab);
    [Ebb,fespectro4]=energiabanda(fs,nbloque,bb);
    %[BANDAindividual,banda]=sel_energia(Edb,Etb,Eab,Ebb);
    BANDAbloquedelta(nbloque*nb+1:length(X))=Edb;
    BANDAbloquetheta(nbloque*nb+1:length(X))=Etb;
    BANDAbloquealfa(nbloque*nb+1:length(X))=Eab;
    BANDAbloquebeta(nbloque*nb+1:length(X))=Ebb;
    % bandaprint(nbloque*nb+1:length(X))=banda;
end
end
.....

```

b

Img. 2 Función Banda por bloque individual en Matlab

```

3. Función: EEG_UMA_NKNF9100

function varargout = EEG_UMA_NKNF9100(varargin)
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name', mfilename, ...
    'gui_Singleton', gui_Singleton, ...
    'gui_OpeningFcn', @EEG_UMA_NKNF9100_OpeningFcn, ...
    'gui_OutputFcn', @EEG_UMA_NKNF9100_OutputFcn, ...
    'gui_LayoutFcn', [], ...
    'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
function EEG_UMA_NKNF9100_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
global filename1;
set(handles.panel1,'visible','off');
set(handles.panel2,'visible','off');
set(handles.panel3,'visible','off');
set(handles.panel4,'visible','off');
set(handles.panel5,'visible','off');
filename1=0;

% Choose default command line output for EEG_UMA_NKNF9100
handles.output = hObject;
% Update handles structure
guidata(hObject, handles);
% UIWAIT makes EEG_UMA_NKNF9100 wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);
% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = EEG_UMA_NKNF9100_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject handle to figure
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;
% --- Executes on button press in tab1.
function tab1_Callback(hObject, eventdata, handles)
global filename1;
set(handles.tab1, 'BackgroundColor',[1 1 1]);
set(handles.tab2, 'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8]);
set(handles.tab3, 'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8]);
set(handles.tab4, 'BackgroundColor',[0.8 0.8 0.8]);

```

c

Img. 3 Función EEG UMA NKNF9100 en Matlab parte 1

```

set(handles.tab5, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
%
set(handles.panel1, 'BackgroundColor',[1 1 1]);
if(filename1 ==0)
    set(handles.panel1, 'visible','off');
else
    set(handles.panel1, 'visible','on');
end
set(handles.panel2, 'visible','off');
set(handles.panel3, 'visible','off');
set(handles.panel4, 'visible','off');
set(handles.panel5, 'visible','off');
set(handles.text3, 'visible','off');
set(handles.text4, 'visible','off');
set(handles.text5, 'visible','off');
set(handles.text6, 'visible','off');
% --- Executes on button press in tab2.
function tab2_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global filename1;
set(handles.tab2, 'BackgroundColor',[1 1 1]);
set(handles.tab1, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab3, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab4, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab5, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.panel2, 'BackgroundColor',[1 1 1]);
if(filename1 ==0)
    set(handles.panel2, 'visible','off');
else
        set(handles.panel2, 'visible','on');
end
set(handles.panel1, 'visible','off');
set(handles.panel3, 'visible','off');
set(handles.panel4, 'visible','off');
set(handles.panel5, 'visible','off');
set(handles.text3, 'visible','off');
set(handles.text4, 'visible','off');
set(handles.text5, 'visible','off');
set(handles.text6, 'visible','off');
% --- Executes on button press in tab3.
function tab3_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global filename1;
set(handles.tab3, 'BackgroundColor',[1 1 1]);
set(handles.tab1, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab2, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab4, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab5, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.panel1, 'BackgroundColor',[1 1 1]);
if(filename1 ==0)
    set(handles.panel3, 'visible','off');
else
    set(handles.panel3, 'visible','on');
end
set(handles.panel1, 'visible','off');
set(handles.panel2, 'visible','off');
set(handles.panel4, 'visible','off');
set(handles.panel5, 'visible','off');
set(handles.text3, 'visible','off');

```

d

Img. 4 Función EEG UMA NKNF9100 en Matlab parte 2

```

set(handles.text4,'visible','off');
set(handles.text5,'visible','off');
set(handles.text6,'visible','off');

% --- Executes on button press in tab4.
function tab4_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global filename1;
set(handles.tab4, 'BackgroundColor',[1 1 1]);
set(handles.tab2, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab3, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab1, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab5, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
%
set(handles.panel4, 'BackgroundColor',[1 1 1]);
if(filename1 ==0)
    set(handles.panel4,'visible','off');
    else
        set(handles.panel4,'visible','on');
    end
set(handles.panel1,'visible','off');
set(handles.panel2,'visible','off');
set(handles.panel3,'visible','off');
set(handles.panel5,'visible','off');
set(handles.text3,'visible','on');
set(handles.text4,'visible','on');
set(handles.text5,'visible','on');
set(handles.text6,'visible','on');
% --- Executes on button press in tab5.

function tab5_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global filename1;
set(handles.tab5, 'BackgroundColor',[1 1 1]);
set(handles.tab1, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab2, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab3, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab4, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.panel5, 'BackgroundColor',[1 1 1]);
if(filename1 ==0)
    set(handles.panel5,'visible','off');
    else
        set(handles.panel5,'visible','on');
    end
set(handles.panel1,'visible','off');
set(handles.panel2,'visible','off');
set(handles.panel3,'visible','off');
set(handles.panel4,'visible','off');
set(handles.text3,'visible','off');
set(handles.text4,'visible','off');
set(handles.text5,'visible','off');
set(handles.text6,'visible','off');
% --- Executes on button press in
botonderivacion.
function botonderivacion_Callback(hObject,
eventdata, handles)
global ALFA;global BETA; global DELTA; global
THETA; global EEGd;

```

e

Img. 5 Función EEG UMA NKNF9100 en Matlab parte 3



```

global derivacion; global EEG; global fs; global
N; global Tm;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% TimePoints=3400 Channels=16
BeginSweep[ms]=0.00
SamplingInterval[ms]=5.000 Bins/uV=1.000
Time=10:43:46
% Fp1-$A2 Fp2-A2 F3-$A2 F4-A2 C3-$A2 C4-
A2 P3-$A2 P4-A2 O1-$A2 O2-A2 F7-$A2 F8-A2
T3-$A2 T4-A2 T5-$A2 X1
%
ingrese={'Ingrese la Derivación:'};
titulo='DERIVACIÓN';
numlineas=1;
% aca se modifica los parametros por defecto
def={'1'};
dat=inputdlg(ingrese,titulo,numlineas,def);
dat=str2double(dat);
derivacion=dat(1,1);
set(handles.text12,'String',derivacion);
%EEG señal de la derivacion
EEGd=EEG(:,derivacion);
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%SEÑAL EEG FILTRADA CON FILTRO
BW 10HZ
w0=(60/(fs/2));
bw=10/(fs/2);
[b,a] = iirnotch(w0,bw); %coeficientes de
vectores a y b
refined3=filter(b,a,EEGd); %señal filtrada
EEGd=refined3;
%
[DELTA,td,ftd,frec2d]=fdeltanknf9100(EEGd);
[THETA,tth,ftth,frec2th]=fthetanknf9100(EEGd);

[ALFA,ta,ftta,frec2a]=falbanknf9100(EEGd);
[BETA,tb,fttb,frec2b]=fbetanknf9100(EEGd);
%
N=length(EEGd);
Tm = ((0:N-1)/fs);
Tm=Tm';
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%Agregago para analisis de
Beta%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
fid=fopen('BETAVOL.txt','w');
for i=1:length(BETA)
    for j=1
        fprintf(fid,'%2f \n',BETA(i,j));
    end
end
fprintf('\n');
end
fclose(fid);
% --- Executes on button press in botontxt.
function botontxt_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global EEG; global fs; global filename1;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%
[filename1]=
uigetfile({'*.txt'; '*.MO0'; '*.MO1'; '*.xls'; '*.xlsx'}; 'Bus
car archivo *.txt');
set(handles.text2,'String',filename1);
EEG = load(filename1,'-ascii');
%
%EEG=EEG(:,derivacion);
%Frecuencia de muestreo del equipo
%fs=200; %original
fs=400; %agregado
%fs=1000; %agregado para voluntarios sin
estimulacion

```

f

Img. 6 Función EEG UMA NKNF9100 en Matlab parte 4

```

%%
% --- Executes on button press in botonconf.
function botonconf_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global nb
ingrese={'Ingrese tiempo por bloque.};
titulo='MUESTRAS';
numlineas=1;
% aca se modifica los parametros por defecto
def={'200'};
dat=inputdlg(ingrese,titulo,numlineas,def);
dat=str2double(dat);
nb=dat(1,1);
set(handles.text1,'String',nb);
% --- Executes on button press in botonexe.
function botonexe_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global ALFA,global BETA, global DELTA, global
THETA, global EEGd;
global fs; global muestras;global nb;global N;
global Tm;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
axes(handles.axes1);
plot(Tm,EEGd,'b','LineWidth',1);hold on;
plot(Tm,DELTA,'m','LineWidth',1);hold on;
plot(Tm,THETA,'g','LineWidth',1);hold on;
plot(Tm,ALFA,'k','LineWidth',1);hold on;
plot(Tm,BETA,'r','LineWidth',2);hold off;
axis([ 0 max(Tm) (min(EEGd)-5)
(max(EEGd)+5)]);
grid on;
title('Señales EEG - DELTA - THETA - ALFA -
BETA')

xlabel('Tiempo(s));ylabel('Amplitud (uV)');grid
on;
legend('EEG','DELTA','THETA','ALFA',
'BETA','Southeast');
%
axes(handles.axes2);
[finputdelta,freq1]=fteeeg(DELTA,N,fs);
plot(freq1,2*abs(finputdelta),'m','LineWidth',2);
%axis([ 0 10 0 max(2*abs(finputdelta))]);
grid on;hold on;
%
[finputtheta,freq2]=fteeeg(THETA,N,fs);
plot(freq2,2*abs(finputtheta),'g','LineWidth',2);
%axis([ 0 10 0 max(2*abs(finputtheta))]);
grid on; hold on;
%
[finputalfa,freq3]=fteeeg(ALFA,N,fs);
plot(freq3,2*abs(finputalfa),'k','LineWidth',2);
%axis([ 0 20 0 max(2*abs(finputalfa))]);
grid on; hold on;
%
[finputbeta,freq4]=fteeeg(BETA,N,fs);
%axes(handles.axes9)
plot(freq4,2*abs(finputbeta),'r','LineWidth',3);hold
off;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% ARCHIVO DE BETA PARA
COMPARAR EN EL DOMINIO DE LAS
FRECUENCIAS %%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% Agregago para analisis de
Beta%%%%%%%%%%
BFD=2*abs(finputbeta);
fid=fopen('BFD.txt','w');
for i=1:length(BFD)
for j=1

```

g

Img. 7 Función EEG UMA NKNF9100 en Matlab parte 5

```

fprintf(fid,'%2f \n',BFD(i,j));
end
fprintf('\n');
end
fclose(fid);
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
axis([ 0 350 (max(2*abs(fnputdelta))+1)));grid
on;
title('BANDAS EN EL DOMINIO DE
FRECUENCIA');
xlabel('Frecuencia (Hz)');
ylabel('Amplitud 2*|Y(f)| V^2.Hz^-^1');
legend('DELTA','THETA','ALFA',
'BETA','Southeast');
% title('S.BETA EN DOM DE
FRECUENCIA');xlabel('Frecuencia%
(Hz)');ylabel('Amplitud |Y(f)|');
%
[BANDAbloque,bandaprint]=bandaporbloque(TH
ETA,DELTA,ALFA,BETA,EEGd,nb,fs,N);
axes(handles.axes4);
plot(Tm,bandaprint,'s-b','LineWidth',3);
axis([ 0 max(Tm) 0 5]);grid on;
txtbloque = sprintf('Predominancia de Energias
por Bandas Individuales en Bloques de: %i ',nb);
title(txtbloque);
txtbloque2 = sprintf('Tiempo(s) en Bloques de
%i',nb);
xlabel(txtbloque2);ylabel('Onda');
legend(['Nivel 1: Delta] [Nivel 2: Theta] [Nivel 3:
Alfa] [Nivel 4: Beta]');
%
[BANDAbloquedelta,BANDAbloquetheta,BANDA
bloquealfa,BANDAbloquebeta]=bandaporbloquei
ndividual(THETA,DELTA,ALFA,BETA,EEGd,nb,f
s,N);
axes(handles.axes3);
plot(Tm,BANDAbloquedelta,'m','LineWidth',2);ho
ld on;
plot(Tm,BANDAbloquetheta,'g','LineWidth',2);hol
d on;
plot(Tm,BANDAbloquealfa,'k','LineWidth',2);hold
on;
plot(Tm,BANDAbloquebeta,'r','LineWidth',3);hold
off;
axis([ 0 max(Tm) min(BANDAbloque
max(BANDAbloque))]);
grid on;
txtbloque = sprintf('Predominancia de Energias
por Bandas en Bloques de: %i ',nb);
title(txtbloque);
txtbloque2 = sprintf('Tiempo(s) en Bloques de
%i',nb);
xlabel(txtbloque2);ylabel('Energias');
legend('DELTA','THETA','ALFA',
'BETA','Southeast');
%
%Espectrogramas
TTT=10;
axes(handles.axes5);
spectrogram(DELTA,nb,TTT,length(DELTA)+10
0,fs);
txtspgd = sprintf('Espectrograma-Delta en
Bloques/Muestra de: %i ',nb);
title(txtspgd);
axis([ 0 100 0 max(Tm)]);
%
axes(handles.axes6);

```

h

Img. 8 Función EEG UMA NKNF9100 en Matlab parte 6

```

spectrogram(THETA,nb,TTT,length(THETA)+10
0,fs);
txtspgd2 = sprintf('Espectograma-Theta en
Bloques/Muestra de: %i ',nb);
title(txtspgd2);
axis([ 0 100 0 max(Tm)]);
%
axes(handles.axes7);
spectrogram(ALFA,nb,TTT,length(ALFA)+100,fs
);
txtspgd3 = sprintf('Espectograma-Alfa en
Bloques/Muestra de: %i ',nb);
title(txtspgd3);
axis([ 0 100 0 max(Tm)]);
%
axes(handles.axes8);
spectrogram(BETA,nb,TTT,length(BETA)+100,fs
);
txtspgd4 = sprintf('Espectograma-Beta en
Bloques/Muestra de: %i ',nb);
title(txtspgd4);
axis([ 0 100 0 max(Tm)]);
% -----
-----
function archivo_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject handle to archivo (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user
data (see GUIDATA)
% -----
-----
function menuira_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject handle to menuira (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user
data (see GUIDATA)
% -----
-----
function mayuda_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject handle to mayuda (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user
data (see GUIDATA)
% -----
-----
function sbinstrucciones_Callback(hObject,
eventdata, handles)
% hObject handle to sbinstrucciones (see
GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user
data (see GUIDATA)
% -----
-----
function sbversion_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject handle to sbversion (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB

```

i

Img. 9 Función EEG UMA NKNF9100 en Matlab parte 7

```

% handles structure with handles and user
data (see GUIDATA)
% -----
-----
function sbmenuprincipal_Callback(hObject,
 eventdata, handles)
close EEG_UMA_NKNF9100
%close Sistema_10_20
MenuEEG
% -----
-----
function smimprimir_Callback(hObject,
 eventdata, handles)
printpreview;

% -----
-----
function sbsalir_Callback(hObject, eventdata,
 handles)
boton = questdlg('Desea salir del programa', ...
 'Dialogo de salida','Si','No','No');
switch boton
    case 'Si',
        disp('Exiting MATLAB');
        quit;
        %Save variables to matlab.mat
        %save;
    case 'No',
        quit cancel;
end
% --- Executes on button press in bpbeta.
function bpbeta_Callback(hObject, eventdata,
 handles)

global BETA; global Tm;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
cla(handles.axes1,'reset');
axes(handles.axes1);
plot(Tm,BETA,'r','LineWidth',1);
axis([ 0 max(Tm) (min(BETA)-5)
(max(BETA)+5)]);
grid on;
title('Señal BETA')
xlabel('Tiempo(s));ylabel('Amplitud (uV)');
legend('BETA','Southeast');
% --- Executes on button press in bpalfa.
function bpalfa_Callback(hObject, eventdata,
 handles)
global ALFA; global Tm;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
cla(handles.axes1,'reset');
axes(handles.axes1);
plot(Tm,ALFA,'k','LineWidth',2);hold on;
axis([ 0 max(Tm) (min(ALFA)-5)
(max(ALFA)+5)]);
grid on;
title('Señal ALFA')
xlabel('Tiempo(s));ylabel('Amplitud (uV)');
legend('ALFA','Southeast');
% --- Executes on button press in bptheta.
function bptheta_Callback(hObject, eventdata,
 handles)
global THETA; global Tm;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%
cla(handles.axes1,'reset');

```

j

Img. 10 Función EEG UMA NKNF9100 en Matlab parte 8

```

axes(handles.axes1);
plot(Tm,THETA,'g','LineWidth',1);hold on;
axis([ 0 max(Tm) (min(THETA)-5)
(max(THETA)+5)]);
grid on;
title('Señal THETA');
xlabel('Tiempo(s));ylabel('Amplitud (uV)');
legend('THETA','Southeast');
% --- Executes on button press in bpdelta.
function bpdelta_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global DELTA; global Tm;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%
cla(handles.axes1,'reset');
axes(handles.axes1);
plot(Tm,DELTA,'m','LineWidth',1);hold on;
axis([ 0 max(Tm) (min(DELTA)-5)
(max(DELTA)+5)]);
grid on;
title('Señal DELTA');
xlabel('Tiempo(s));ylabel('Amplitud (uV)');
legend('DELTA','Southeast');
% --- Executes on button press in bpeeg.
function bpeeg_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global EEGd; global Tm;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%
cla(handles.axes1,'reset');
axes(handles.axes1);
plot(Tm,EEGd,'b','LineWidth',1);hold on;
axis([ 0 max(Tm) (min(EEGd)-5)
(max(EEGd)+5)]);
grid on;
title('Señal EEG');
xlabel('Tiempo(s));ylabel('Amplitud (uV)');
legend('EEG','Southeast');
% --- Executes on button press in bptodo.
function bptodo_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global ALFA; global BETA; global DELTA; global
THETA; global EEGd;
global Tm;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%
cla(handles.axes1,'reset');
axes(handles.axes1);
plot(Tm,EEGd,'b','LineWidth',1);hold on;
plot(Tm,DELTA,'m','LineWidth',1);hold on;
plot(Tm,THETA,'g','LineWidth',1);hold on;
plot(Tm,ALFA,'k','LineWidth',1);hold on;
plot(Tm,BETA,'r','LineWidth',2);hold off;
axis([ 0 max(Tm) (min(EEGd)-5)
(max(EEGd)+5)]);
grid on;
title('Señales EEG - DELTA - THETA - ALFA -
BETA');
xlabel('Tiempo(s));ylabel('Amplitud (uV)');grid
on;
legend('EEG','DELTA','THETA','ALFA',
'BETA','Southeast');
.....

```

k

Img. 11 Función EEG UMA NKNF9100 en Matlab parte 9

```

4. Función: EEG_UMA_PL26T
function varargout =
EEG_UMA_PL26T(varargin)
% EEG_UMA_PL26T M-file for
EEG_UMA_PL26T.fig
% EEG_UMA_PL26T, by itself, creates a
new EEG_UMA_PL26T or raises the existing
% singleton*.

% H = EEG_UMA_PL26T returns the handle
to a new EEG_UMA_PL26T or the handle to
% the existing singleton*.
%
%
EEG_UMA_PL26T('CALLBACK', hObject,eventD
ata,handles,...) calls the local
% function named CALLBACK in
EEG_UMA_PL26T.M with the given input
arguments.
%
% EEG_UMA_PL26T('Property','Value',...)
creates a new EEG_UMA_PL26T or raises the
% existing singleton*. Starting from the left,
property value pairs are
% applied to the GUI before
EEG_UMA_PL26T_OpeningFcn gets called. An
% unrecognized property name or invalid
value makes property application
% stop. All inputs are passed to
EEG_UMA_PL26T_OpeningFcn via varargin.
%
% *See GUI Options on GUIDE's Tools
menu. Choose "GUI allows only one
% instance to run (singleton)".

%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES
% Edit the above text to modify the response to
help EEG_UMA_PL26T

% Last Modified by GUIDE v2.5 25-Apr-2016
17:44:29

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name', mfilename, ...
'gui_Singleton', gui_Singleton, ...
'gui_OpeningFcn',
@EEG_UMA_PL26T_OpeningFcn, ...
'gui_OutputFcn',
@EEG_UMA_PL26T_OutputFcn, ...
'gui_LayoutFcn', [] , ...
'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
gui_State.gui_Callback =
str2func(varargin{1});
end

if nargout
[varargout{1:nargout}] =
gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end

% End initialization code - DO NOT EDIT

% -- Executes just before EEG_UMA_PL26T is
made visible.

```

Img. 12 Función EEG UMA PL26T en Matlab parte 1

```

function
EEG_UMA_PL26T_OpeningFcn(hObject,
 eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see
OutputFcn.
% hObject handle to figure
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user
data (see GUIDATA)
% varargin command line arguments to
EEG_UMA_PL26T (see VARARGIN)

global filename1;
set(handles.panel1,'visible','off');
set(handles.panel2,'visible','off');
set(handles.panel3,'visible','off');
set(handles.panel4,'visible','off');
set(handles.panel5,'visible','off');
filename1=0;
% Choose default command line output for
EEG_UMA_PL26T
handles.output = hObject;
% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes EEG_UMA_PL26T wait for
user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to
the command line.
function varargout =
EEG_UMA_PL26T_OutputFcn(hObject,
 eventdata, handles)

% varargout cell array for returning output args
(see VARARGOUT);
% hObject handle to figure
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user
data (see GUIDATA)

% Get default command line output from
handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in tab1.
function tab1_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global filename1;
set(handles.tab1, 'BackgroundColor',[1 1 1]);
set(handles.tab2, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab3, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab4, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab5, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
%
set(handles.panel1, 'BackgroundColor',[1 1 1]);
if(filename1 ==0)
set(handles.panel1,'visible','off');
else
set(handles.panel1,'visible','on');
end
set(handles.panel2,'visible','off');
set(handles.panel3,'visible','off');

```

m

Img. 13 Función EEG UMA PL26T en Matlab parte 2



```

set(handles.panel4,'visible','off');
set(handles.panel5,'visible','off');
set(handles.text8,'visible','off');
set(handles.text9,'visible','off');
set(handles.text6,'visible','off');
set(handles.text7,'visible','off');

% --- Executes on button press in tab2.
function tab2_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global filename1;
set(handles.tab2,'BackgroundColor',[1 1 1]);
set(handles.tab1,'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab3,'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab4,'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab5,'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
%
set(handles.panel2,'BackgroundColor',[1 1 1]);
if(filename1 ==0)
    set(handles.panel2,'visible','off');
    else
        set(handles.panel2,'visible','on');
    end
set(handles.panel1,'visible','off');
set(handles.panel3,'visible','off');
set(handles.panel4,'visible','off');
set(handles.panel5,'visible','off');
set(handles.text8,'visible','off');
set(handles.text9,'visible','off');
set(handles.text6,'visible','off');

set(handles.text7,'visible','off');

% --- Executes on button press in tab3.
function tab3_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global filename1;
set(handles.tab3,'BackgroundColor',[1 1 1]);
set(handles.tab1,'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab2,'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab4,'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab5,'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
%
set(handles.panel1,'BackgroundColor',[1 1 1]);
if(filename1 ==0)
    set(handles.panel3,'visible','off');
    else
        set(handles.panel3,'visible','on');
    end
set(handles.panel1,'visible','off');
set(handles.panel2,'visible','off');
set(handles.panel4,'visible','off');
set(handles.panel5,'visible','off');
set(handles.text8,'visible','off');
set(handles.text9,'visible','off');
set(handles.text6,'visible','off');

% --- Executes on button press in tab4.
function tab4_Callback(hObject, eventdata,
handles)

```

n

Img. 14 Función EEG UMA PL26T en Matlab parte 3

```

global filename1;
set(handles.tab4, 'BackgroundColor',[1 1 1]);
set(handles.tab2, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab3, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab1, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab5, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
%
set(handles.panel4, 'BackgroundColor',[1 1 1]);
if(filename1 ==0)
    set(handles.panel4,'visible','off');
    else
        set(handles.panel4,'visible','on');
    end
set(handles.panel1,'visible','off');
set(handles.panel2,'visible','off');
set(handles.panel3,'visible','off');
set(handles.panel5,'visible','off');
set(handles.text8,'visible','on');
set(handles.text9,'visible','on');
set(handles.text6,'visible','on');
set(handles.text7,'visible','on');

% --- Executes on button press in tab5.
function tab5_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global filename1;
set(handles.tab5, 'BackgroundColor',[1 1 1]);
set(handles.tab1, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);

set(handles.tab2, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab3, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
set(handles.tab4, 'BackgroundColor',[0.8 0.8
0.8]);
%
set(handles.panel5, 'BackgroundColor',[1 1 1]);
if(filename1 ==0)
    set(handles.panel5,'visible','off');
    else
        set(handles.panel5,'visible','on');
    end
set(handles.panel1,'visible','off');
set(handles.panel2,'visible','off');
set(handles.panel3,'visible','off');
set(handles.panel4,'visible','off');
set(handles.text8,'visible','off');
set(handles.text9,'visible','off');
set(handles.text6,'visible','off');
set(handles.text7,'visible','off');
% --- Executes on button press in botonconf.
function botonconf_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global nb
ingrese='Ingrese tiempo por bloque:';
titulo='MUESTRAS';
numlineas=1;
% aca se modifica los parametros por defecto
def='200';
dat=inputdlg(ingrese,titulo,numlineas,def);
dat=str2double(dat);
nb=dat(1,1);
set(handles.text2,'String',nb);

```

o

Img. 15 Función EEG UMA PL26T en Matlab parte 4

```

% --- Executes on button press in botonxis.
function botonxis_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global ALFA;global BETA; global DELTA; global
THETA; global EEG;
global fs; global N;global Tm; global filename1;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
[filename1]= uigetfile({'*.txt';*.xls';*.xls'},'Buscar
archivo *.txt');
set(handles.text3,'String',filename1);
%
%fs=1000;
fs=200;
%
%EEG =xlsread(filename1,6,'A4:A12152');
EEG = load(filename1,'-ascii'); %agregado
EEG=EEG(:,1); %agregado
%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%SEÑAL EEG FILTRADA CON FILTRO
BW 10HZ
w0=(60/(fs/2));
bw=10/(fs/2);
[b,a] = iirnotch(w0,bw); %coeficientes de
vectores a y b
refined3=filter(b,a,EEG); %señal filtrada
EEG=refined3;
%
[DELTA,td,ftd,frec2d]=fdeltapl26t(EEG);
[THETA,tth,ffth,frec2th]=fthetapl26t(EEG);
[ALFA,ta,fta,frec2a]=falfapl26t(EEG);
[BETA,tb,ffb,frec2b]=fbetapl26t(EEG);
%
N=length(EEG);
Tm = ((0:N-1)/fs);
Tm=Tm';
% --- Executes on button press in botonexe.
function botonexe_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global ALFA;global BETA; global DELTA; global
THETA; global EEG;
global fs; global muestras;global nb;global N;
global Tm;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
axes(handles.axes2);
plot(Tm,EEG,'b','LineWidth',1);hold on;
plot(Tm,DELTA,'m','LineWidth',1);hold on;
plot(Tm,THETA,'g','LineWidth',1);hold on;
plot(Tm,ALFA,'k','LineWidth',1);hold on;
plot(Tm,BETA,'r','LineWidth',2);hold off;
axis([ 0 max(Tm) (min(EEG)-5) (max(EEG)+5)]);
grid on;
title('Señales EEG - DELTA - THETA - ALFA -
BETA')
xlabel('Tiempo(s));ylabel('Amplitud (uV)');grid
on;
legend('EEG','DELTA','THETA','ALFA',
'BETA','Southeast');
%
[finputdelta,freq1]=fteeeg(DELTA,N,fs);
axes(handles.axes3);
plot(freq1,2*abs(finputdelta),'m','LineWidth',2);
%axis([ 0 10 0 max(2*abs(finputdelta))]);
grid on;hold on;

```

p

Img. 16 Función EEG UMA PL26T en Matlab parte 5

```

title('BANDAS EN EL DOMINIO DE
FRECUENCIA');
xlabel('Frecuencia (Hz)');
ylabel('Amplitud 2*|Y(f)| V^2.Hz^-^1');

[finputtheta,freq2]=fteeg(THETA,N,fs);
%axes(handles.axes5)
plot(freq2,2*abs(finputtheta),'g','LineWidth',2);
%axis([ 0 10 0 max(2*abs(finputtheta))]);
grid on; hold on;
% title('S.THETA EN DOM DE FRECUENCIA');
% xlabel('Frecuencia (Hz)');
% ylabel('Amplitud |Y(f)|');
%
[finputalfa,freq3]=fteeg(ALFA,N,fs);
%axes(handles.axes8)
plot(freq3,2*abs(finputalfa),'k','LineWidth',2);
%axis([ 0 20 0 max(2*abs(finputalfa))]);
grid on; hold on;
% title('S.ALFA EN DOM DE FRECUENCIA');
% xlabel('Frecuencia (Hz)');
% ylabel('Amplitud |Y(f)|');

[finputbeta,freq4]=fteeg(BETA,N,fs);
%axes(handles.axes9)
plot(freq4,2*abs(finputbeta),'r','LineWidth',3);hold
off;
axis([ 0 35 0 (max(2*abs(finputdelta))+1)]);grid
on;
legend('DELTA','THETA','ALFA',
'BETA','Southeast');
% title('S.BETA EN DOM DE
FRECUENCIA');xlabel('Frecuencia
(Hz)');ylabel('Amplitud |Y(f)|');

%
[BANDAbloque,bandaprint]=bandaporbloque(TH
ETA,DELTA,ALFA,BETA,EEG,nb,fs,N);
axes(handles.axes11);
plot(Tm,bandaprint,'s-b','LineWidth',3);
axis([ 0 max(Tm) 0 5]);grid on;
txtbloque = sprintf('Predominancia de Energías
por Bandas Individuales en Bloques de: %i ',nb);
title(xtbloque);
txtbloque2 = sprintf('Tiempo(s) en Bloques de
%i',nb);
xlabel(xtbloque2);ylabel('Onda');
legend(['Nivel 1: Delta] [Nivel 2: Theta] [Nivel 3:
Alfa] [Nivel 4: Beta]');
%
[BANDAbloquedelta,BANDAbloquetheta,BANDA
bloquealfa,BANDAbloquebeta]=bandaporbloquei
ndividual(THETA,DELTA,ALFA,BETA,EEG,nb,fs
,N);
axes(handles.axes10);
plot(Tm,BANDAbloquedelta,'m','LineWidth',2);ho
ld on;
plot(Tm,BANDAbloquetheta,'g','LineWidth',2);hol
d on;
plot(Tm,BANDAbloquealfa,'k','LineWidth',2);hold
on;
plot(Tm,BANDAbloquebeta,'r','LineWidth',3);hold
off;
axis([ 0 max(Tm) min(BANDAbloque)
max(BANDAbloque)]);
grid on;
txtbloque = sprintf('Predominancia de Energías
por Bandas en Bloques de: %i ',nb);
title(xtbloque);

```

q

Img. 17 Función EEG UMA PL26T en Matlab parte 6

```

txtbloque2 = sprintf('Tiempo(s) en Bloques de
%i',nb);
xlabel(txtbloque2);ylabel('Energía');
legend('DELTA','THETA','ALFA',
'BETA','Southeast');
%
%ESPECTROGRAMA
TTT=10;
axes(handles.axes13);
spectrogram(DELTA,nb,TTT,length(DELTA)+10
0,fs);
txtspgd = sprintf('Espectrograma-Delta en
Bloques/Muestra de: %i ',nb);
title(txtspgd);
axis([ 0 100 0 max(Tm)]);
%
axes(handles.axes14);
spectrogram(THETA,nb,TTT,length(THETA)+10
0,fs);
txtspgd2 = sprintf('Espectrograma-Theta en
Bloques/Muestra de: %i ',nb);
title(txtspgd2);
axis([ 0 100 0 max(Tm)]);
%
axes(handles.axes15);
spectrogram(ALFA,nb,TTT,length(ALFA)+100,fs
);
txtspgd3 = sprintf('Espectrograma-Alfa en
Bloques/Muestra de: %i ',nb);
title(txtspgd3);
axis([ 0 100 0 max(Tm)]);
%
axes(handles.axes16);
spectrogram(BETA,nb,TTT,length(BETA)+100,fs
);
txtspgd4 = sprintf('Espectrograma-Beta en
Bloques/Muestra de: %i ',nb);
title(txtspgd4);
axis([ 0 100 0 max(Tm)]);
% -----
-----
function menuarchivo_Callback(hObject,
eventdata, handles)
% hObject handle to menuarchivo (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user
data (see GUIDATA)
% -----
-----
function menuayuda_Callback(hObject,
eventdata, handles)
% hObject handle to menuayuda (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user
data (see GUIDATA)
% -----
-----
function submenuversion_Callback(hObject,
eventdata, handles)
% hObject handle to submenuversion (see
GCBO)

```

r

Img. 18 Función EEG UMA PL26T en Matlab parte 7

```

% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user
data (see GUIDATA)

% -----
-----
function submenuprint_Callback(hObject,
eventdata, handles)
printpreview;

% -----
-----
function submenusalir_Callback(hObject,
eventdata, handles)
boton = questdlg('Desea salir del programa', ...
'Dialogo de salida','Si','No','No');
switch boton
case 'Si',
disp('Exiting MATLAB');
quit;
%Save variables to matlab.mat
%save;
case 'No',
quit cancel;
end

% -----
-----
function menuir_Callback(hObject, eventdata,
handles)
% hObject handle to menuir (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB

% handles structure with handles and user
data (see GUIDATA)

% -----
-----
function submenuinstruccion_Callback(hObject,
eventdata, handles)
% hObject handle to submenuinstruccion (see
GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user
data (see GUIDATA)

% -----
-----
function submenuprincipal_Callback(hObject,
eventdata, handles)
close EEG_UMA_PL26T
MenuEEG

% -- Executes on button press in bpbeta.
function bpbeta_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global ALFA;global BETA; global DELTA; global
THETA; global EEG;
global fs; global muestras;global nb;global N;
global Tm;
%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%
cla(handles.axes2,'reset');
axes(handles.axes2);
plot(Tm,BETA,'r','LineWidth',1);

```

5

Img. 19 Función EEG UMA PL26T en Matlab parte 8



```

function bpeeg_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global ALFA; global BETA; global DELTA; global
THETA; global EEG;
global fs; global muestras; global nb; global N;
global Tm;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
cla(handles.axes2,'reset');
axes(handles.axes2);
plot(Tm,EEG,'b','LineWidth',1);hold on;
axis([ 0 max(Tm) (min(EEG)-5) (max(EEG)+5)]);
grid on;
title('Señal EEG')
xlabel('Tiempo(s)');ylabel('Amplitud (uV)');
legend('EEG','Southeast');

% --- Executes on button press in bptodo.
function bptodo_Callback(hObject, eventdata,
handles)
global ALFA; global BETA; global DELTA; global
THETA; global EEG;
global fs; global muestras; global nb; global N;
global Tm;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
cla(handles.axes2,'reset');
axes(handles.axes2);
plot(Tm,EEG,'b','LineWidth',1);hold on;
plot(Tm,DELTA,'m','LineWidth',1);hold on;
plot(Tm,THETA,'g','LineWidth',1);hold on;

plot(Tm,ALFA,'k','LineWidth',1);hold on;
plot(Tm,BETA,'r','LineWidth',2);hold off;
axis([ 0 max(Tm) (min(EEG)-5) (max(EEG)+5)]);
grid on;
title('Señales EEG - DELTA - THETA - ALFA -
BETA')
xlabel('Tiempo(s)');ylabel('Amplitud (uV)');grid
on;
legend('EEG','DELTA','THETA','ALFA',
'BETA','Southeast');

% --- Executes when user attempts to close
figure1.
function figure1_CloseRequestFcn(hObject,
eventdata, handles)
% hObject handle to figure1 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user
data (see GUIDATA)

% Hint: delete(hObject) closes the figure
delete(hObject);

.....

```

u

Img. 21 Función EEG UMA PL26T en Matlab parte 10



```

5. Función: energiabanda
function
[E,fespectro]=energiabanda(fs,N,s_entrada)
Ys = fft(s_entrada)/N;
i_espacio=linspace(0,5,N/2);
freq = fs*i_espacio;
Ys = Ys(1:(ceil(N)/2)-1);
%subplot(2,1,1);
% plot(freq,2*abs(Ys));
% title('SEÑAL EEG EN DOMINIO DE
FRECUENCIA R3'); xlabel('Frecuencia (Hz)');
ylabel('|Y(f)|');
%densidad de Energía total de EEG
Ex_EEG=sum((abs(Ys)).^2)*(fs/(N/2));
E=Ex_EEG;
fespectro=Ys;
end

```

.....

v

Img. 22 Función energía banda en Matlab

6. Función: etiquetabanda

```
function tagbanda=etiquetabanda(A,nb,X)
```

```
nbloque=floor(length(X)/nb);
```

```
residuo=length(X)-nbloque*nb;
```

```
for i=0:1:nbloque-1
```

```
    M=(A(i*nb+1:nb*(i+1)));
```

```
    if(M==1)
```

```
        tagb='Delta';
```

```
    end
```

```
    if(M==2)
```

```
        tagb='Theta';
```

```
    end
```

```
    if(M==3)
```

```
        tagb='Alfa';
```

```
    end
```

```
    if(M==4)
```

```
        tagb='Beta';
```

```
    end
```

```
        tagbanda(i*nb+1:nb*(i+1))=tagb;
```

```
    end
```

```
if residuo>0
```

```
    M=(A(nbloque*nb+1:end));
```

```
    if(M==1)
```

```
        tagb='Delta';
```

```
    end
```

```
    if(M==2)
```

```
        tagb='Theta';
```

```
    end
```

```
    if(M==3)
```

```
        tagb='Alfa';
```

```
    end
```

```
if(M==4)
```

```
    tagb='Beta';
```

```
end
```

```
    tagbanda(nbloque*nb+1:length(X))=tagb;
```

```
end
```

```
end
```

7. Función: falfanknf9100

```
function [fa,t,Ys2,frec2]=falfanknf9100(x)
```

```
%fm=200;
```

```
fm=400; %agregado
```

```
%fm=1000; %agregado para voluntarios sin
```

```
estimulacion
```

```
N=length(x);
```

```
fe=fm/2;
```

```
wp=[6 14.5]/fe;
```

```
ws=[1 24]/fe;
```

```
rp=3;
```

```
rs=30;
```

```
[n,wn]=buttord(wp,ws,rp,rs);
```

```
[b,a]=butter(n,wn);
```

```
[h,f]=freqz(b,a,[],fm);
```

```
y=filter(b,a,x);
```

```
y=filter(b,a,y);
```

```
y=filter(b,a,y);
```

```
y=filter(b,a,y);
```

```
fa=filter(b,a,y);
```

```
t = ((0:length(fa)-1)/fm);
```

```
t='t';
```

```
Ys2 = fft(fa)/N;
```

```
i_espacio2=linspace(0,5,N/2);
```

```
frec2 = fm*i_espacio2;
```

```
Ys2 = Ys2(1:ceil(N)/2);
```

```
end
```

w

Img. 23 Función etiqueta banda y falfanknf9100 en Matlab

```

8. Función: falfapl26t
function [fa,t,Ys2,frec2]=falfapl26t(x)
%
fm=1000;
N=length(x);
fe=fm/2;
wp=[6 14.5]/fe;
ws=[1 24]/fe;
rp=3;
rs=30;
%
[n,wn]=buttord(wp,ws,rp,rs);
[b,a]=butter(n,wn);
[h,f]=freqz(b,a,[],fm);
%
y=filter(b,a,x);
y=filter(b,a,y);
y=filter(b,a,y);
y=filter(b,a,y);
fa=filter(b,a,y);
t = ((0:length(fa)-1)./fm);
t=t';
%
Ys2 = fft(fa)/N;
i_espacio2=linspace(0,.5,N/2);
frec2 = fm*i_espacio2;
Ys2 = Ys2(1:ceil(N)/2);

end
.....

```

```

9. Función: fbetanknf9100
function [fb,t,Ys2,frec2]=fbetanknf9100(x)
%
%fm=200;
fm=400; %agregado
%fm=1000; %agregado para voluntarios sin
estimulacion
N=length(x);
fe=fm/2;
wp=[1 1 28]/fe;
ws=[5 35]/fe;
rp=3;
rs=15;
%
[n,wn]=buttord(wp,ws,rp,rs);
[b,a]=butter(n,wn);
[h,f]=freqz(b,a,[],fm);
%
y=filter(b,a,x);
y=filter(b,a,y);
y=filter(b,a,y);
y=filter(b,a,y);
fb=filter(b,a,y);
t = ((0:length(fb)-1)./fm);
t=t';
Ys2 = fft(fb)/N;
i_espacio2=linspace(0,.5,N/2);
frec2 = fm*i_espacio2;
Ys2 = Ys2(1:ceil(N)/2);

End
.....

```

x

Img. 24 Función falfapl26t y fbetanknf9100 en Matlab

10. Función: fbetapl26t

```
function [fb,t,Ys2,frec2]=fbetapl26t(x)
%
fm=1000;
N=length(x);
fe=fm/2;
wp=[11 28]/fe;
ws=[5 35]/fe;
rp=3;
rs=15;
%
[n,wn]=buttord(wp,ws,rp,rs);
[b,a]=butter(n,wn);
[h,f]=freqz(b,a,[],fm);
%
y=filter(b,a,x);
y=filter(b,a,y);
y=filter(b,a,y);
y=filter(b,a,y);
fb=filter(b,a,y);
t = ((0:length(fb)-1)/fm);
t=t';
%
Ys2 = fft(fb)/N;
i_espacio2=linspace(0,.5,N/2);
frec2 = fm*i_espacio2;
Ys2 = Ys2(1:ceil(N)/2);

end
.....
```

11. Función: fdeltanknf9100

```
function [fd,t,Ys2,frec2]=fdeltanknf9100(x)
%
%fm=200;
fm=400;
%fm=1000; %agregado para voluntarios sin
estimulacion
N=length(x);
fe=fm/2;
wp=4.5/fe;
ws=15/fe;
rp=3;
rs=30;
%
[n,wn]=buttord(wp,ws,rp,rs);
[b,a]=butter(n,wn);
[h,f]=freqz(b,a,[],fm);
%
y=filter(b,a,x);
y=filter(b,a,y);
y=filter(b,a,y);
y=filter(b,a,y);
fd=filter(b,a,y);
t = ((0:length(fd)-1)/fm);
t=t';
%
Ys2 = fft(fd)/N;
i_espacio2=linspace(0,.5,N/2);
frec2 = fm*i_espacio2;
Ys2 = Ys2(1:ceil(N)/2);

end
.....
```

y

Img. 25 Función fbetapl26t y fdeltanknf9100 en Matlab

```

12. Función: fdeltapl26t
function [fd,t,Ys2,frec2]=fdeltapl26t(x)
%
fm=1000;
N=length(x);
fe=fm/2;
wp=4.5/fe;
ws=15/fe;
rp=3;
rs=30;
%
[n,wn]=buttord(wp,ws,rp,rs);
[b,a]=butter(n,wn);
[h,f]=freqz(b,a,[],fm);
%
y=filter(b,a,x);
y=filter(b,a,y);
y=filter(b,a,y);
y=filter(b,a,y);
fd=filter(b,a,y);
t = ((0:length(fd)-1)/fm);
t=t';
%
Ys2 = fft(fd)/N;
i_espacio2=linspace(0,5,N/2);
frec2 = fm*i_espacio2;
Ys2 = Ys2(1:ceil(N)/2);
End

.....
13. Función: fteeg
function [fgeneral,freq]=fteeg(A,N,fs)
fgeneral = fft(A)/N;
i_espacio=linspace(0,5,N/2);
freq = fs*i_espacio;

fgeneral = fgeneral(1:ceil(N)/2);
end
.....
14. Función: fthetanknf9100
function [fth,t,Ys2,frec2]=fthetanknf9100(x)
%fm=200;%original
fm=400;%agregado
%fm=1000; %agregado para voluntarios sin
estimulacion
N=length(x);
fe=fm/2;
wp=[2.5 7.5]/fe;
ws=[1 9]/fe;
rp=1;
rs=4;
%
[n,wn]=buttord(wp,ws,rp,rs);
[b,a]=butter(n,wn);
[h,f]=freqz(b,a,[],fm);
%
y=filter(b,a,x);
y=filter(b,a,y);
y=filter(b,a,y);
y=filter(b,a,y);
fth=filter(b,a,y);
t = ((0:length(fth)-1)/fm);
t=t';
%
Ys2 = fft(fth)/N;
i_espacio2=linspace(0,5,N/2);
frec2 = fm*i_espacio2;
Ys2 = Ys2(1:ceil(N)/2);
End
.....

```

2

Img. 26 Función fdeltapl26t y fthetanknf9100 en Matlab

```

15. Función: fthetapl26t
function [fth,t,Ys2,frec2]=fthetapl26t(x)
%
fm=1000;
N=length(x);
fe=fm/2;
wp=[2.5 7.5]/fe;
ws=[1 9]/fe;
rp=1;
rs=4;
%
[n,wn]=butterd(wp,ws,rp,rs);
[b,a]=butter(n,wn);
[h,f]=freqz(b,a,[],fm);
%
y=filter(b,a,x);
y=filter(b,a,y);
y=filter(b,a,y);
y=filter(b,a,y);
fth=filter(b,a,y);
t = ((0:length(fth)-1)/fm);
t=t';
%
Ys2 = fft(fth)/N;
I_espacio2=linspace(0,5,N/2);
frec2 = fm*I_espacio2;
Ys2 = Ys2(1:ceil(N)/2);

End

```

```

16. Función: MenuEEG
function varargout = MenuEEG(varargin)
% MENU EEG MATLAB code for MenuEEG.fig
%   MENU EEG, by itself, creates a new
%   MENU EEG or raises the existing
%   singleton*.
%   H = MENU EEG returns the handle to a
%   new MENU EEG or the handle to
%   the existing singleton*.
%
%   MENU EEG('CALLBACK',hObject,eventData,han
%   dles,...) calls the local
%   function named CALLBACK in
%   MENU EEG.M with the given input arguments.
%
%   MENU EEG('Property','Value',...) creates a
%   new MENU EEG or raises the
%   existing singleton*. Starting from the left,
%   property value pairs are
%   applied to the GUI before
%   MenuEEG_OpeningFcn gets called. An
%   unrecognized property name or invalid
%   value makes property application
%   stop. All inputs are passed to
%   MenuEEG_OpeningFcn via varargin.
%
%   *See GUI Options on GUIDE's Tools
%   menu. Choose "GUI allows only one
%   instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to
help MenuEEG

```

..... aa

Img. 27 Función fthetapl26t y MenuEEG en Matlab

```

% Last Modified by GUIDE v2.5 29-May-2013
02:58:12

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',      mfilename, ...
                  'gui_Singleton', gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn',
@MenuEEG_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',
@MenuEEG_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn', [] , ...
                  'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback =
str2func(varargin{1});
end

if narginout
    [varargout{1:nargout}] =
gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT
% --- Executes just before MenuEEG is made
visible.
function MenuEEG_OpeningFcn(hObject,
eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see
OutputFcn.
% hObject handle to figure
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB

% handles structure with handles and user
data (see GUIDATA)
% varargin command line arguments to
MenuEEG (see VARARGIN)
axes(handles.axes3);
[x,map]=imread('portadaEEG.jpg','jpg');
image(x, colormap(map),axis off, pause(3)
cla(handles.axes3,'reset');
set(handles.axes3,'visible','off');
axes(handles.axes1);
[x2,map2]=imread('logopowerlab26t.jpg','jpg');
image(x2,colormap(map2),axis off
axes(handles.axes2);
[x3,map3]=imread('neurofax9100.jpg','jpg');
image(x3,colormap(map3),axis off
set(handles.botonadi,'visible','on');
set(handles.botonnhk,'visible','on');

% Choose default command line output for
MenuEEG
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes MenuEEG wait for user
response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);
% --- Outputs from this function are returned to
the command line.
function varargout =
MenuEEG_OutputFcn(hObject, eventdata,
handles)

```

bb

## Img. 28 Función MenuEEG en Matlab parte 2

```

% varargin cell array for returning output args
(see VARARGOUT);
% hObject handle to figure
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user
data (see GUIDATA)
% Get default command line output from
handles structure
varargout{1} = handles.output;
% --- Executes on button press in botonadi.
function botonadi_Callback(hObject, eventdata,
handles)
EEG_UMA_PL26T
close MenuEEG
% --- Executes on button press in botonnhk.
function botonnhk_Callback(hObject, eventdata,
handles)
EEG_UMA_NKNF9100
Sistema_10_20
close MenuEEG

```

.....

cc

### Img. 29 Función MenuEEG en Matlab parte 3



```

17. Función: ploteoentimposenal

close all; clc; clear all;

[filename1]=
uigetfile({'*.M00'; '*.M01'; '*.xls'; '*.xlsx'; '*.txt'}, 'Bus
car archivo *.M00');
%set(handles.text2, 'String', filename1);
A = importdata('filename1', ' ', 3);

%EEG = load(filename1, '-ascii');
derivacion=2;
EEG=A(:,derivacion);

%EEG
=xlread('JIMENAJAUREGUI.xls', 1, 'E4:E12152')
;
% ALFA
=xlread('JIMENAJAUREGUI.xlsx', 1, 'C4:C12152
');
% BETA
=xlread('JIMENAJAUREGUI.xlsx', 1, 'A4:A12152
');
% TETA
=xlread('JIMENAJAUREGUI.xlsx', 1, 'G4:G1215
2');
% DELTA
=xlread('JIMENAJAUREGUI.xlsx', 1, 'I4:I12152');

fs=200;
N=length(EEG);
t = ((0:length(EEG)-1)/fs);
t=t';

input=EEG;
% alfa_input=ALFA;
% beta_input=BETA;
% teta_input=TETA;
% delta_input=DELTA;

%%%%%%%%SEÑAL EEG FILTRADA CON FILTRO
BW 10HZ
figure(1)
plot(t,input);hold on;
y=abs(fft(input));
plot(y); hold off;

figure(2)
w0=(60/(fs/2));
bw=10/(fs/2);
[b,a] = iirnotch(w0,bw); %coeficientes de
vectores a y b
refined3=filter(b,a,input); %señal filtrada
input=refined3;
plot(t,input); hold on;
y2=abs(fft(refined3));
plot(y2); hold off;
%axis([ 0 max(t) (min(input)-20)
(max(input)+20)]);
title('SEÑAL EEG FILTRADA CON FILTRO BW
10HZ');
%%%%%%%%%%%%%%
%
% subplot(2,1,2);
%
plot(t,input,'b',t,alfa_input,'r',t,beta_input,'g',t,teta
_input,'k',t,delta_input,'y');
% grid on;

```

dd

Img. 30 Función ploteoentimposenal en Matlab

```

% title('SEÑAL EEG - ALFA - BETA - TETA -
DELTA');
% xlabel('Tiempo [seg]'); ylabel('Amplitud [uV]');
%
legend('EEG','ALFA','BETA','TETA','DELTA','Loc
ation','NorthEastOutside');

Ys = fft(input)/N;
i_espacio=linspace(0,5,N/2);
freq = fs*i_espacio;
Ys = Ys(1:(ceil(N/2)-1));
%subplot(2,1,1);
% plot(freq,2*abs(Ys));
% title('SEÑAL EEG EN DOMINIO DE
FRECUENCIA R3'); xlabel('Frecuencia (Hz)');
ylabel('|Y(f)|');
%densidad de Energia total de EEG
Ex_EEG=sum((abs(Ys)).^2)/(fs/(N/2));
E=Ex_EEG;
fespectro=Ys;

*****
18. Función: Portada

function varargout = Portada(varargin)
% PORTADA M-file for Portada.fig
% PORTADA, by itself, creates a new
PORTADA or raises the existing
% singleton*.
%
% H = PORTADA returns the handle to a new
PORTADA or the handle to
% the existing singleton*.
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to
help Portada

% Last Modified by GUIDE v2.5 29-May-2013
09:39:27

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name', mfilename, ...
'gui_Singleton', gui_Singleton, ...

```

ee

Img. 31 Función ploteoentimposenal parte 2 y portada en Matlab

```

        'gui_OpeningFcn',
@Portada_OpeningFcn, ...
        'gui_OutputFcn',
@Portada_OutputFcn, ...
        'gui_LayoutFcn', [], ...
        'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback =
str2func(varargin{1});
end

if nargin
    [varargout{1:nargout}] =
gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before Portada is made
visible.
function Portada_OpeningFcn(hObject,
eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see
OutputFcn.
% hObject handle to figure
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user
data (see GUIDATA)
% varargin command line arguments to
Portada (see VARARGIN)
axes(handles.axes1);

[x,map]=imread('portadaEEG.jpg','pg');
image(x, colormap(map),axis off, pause(3)

% Choose default command line output for
Portada
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes Portada wait for user
response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to
the command line.
function varargout =
Portada_OutputFcn(hObject, eventdata,
handles)
% varargout cell array for returning output args
(see VARARGOUT);
% hObject handle to figure
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user
data (see GUIDATA)

% Get default command line output from
handles structure
varargout{1} = handles.output;

.....
ff

```

Img. 32 Función portada parte 2 en Matlab

```

19. Función: sel_energia % the existing singleton*.
function %
[seleccionenergia,banda]=sel_energia(A,B,C,D) %
seleccionenergia=0; SISTEMA_10_20('CALLBACK', hObject,eventDa
ta,handles,...) calls the local
if( (A>B) && (A>C) && (A>D) ) % function named CALLBACK in
seleccionenergia=A; SISTEMA_10_20.M with the given input
banda=1; arguments.
end %
if( (B>A) && (B>C) && (B>D) ) %
seleccionenergia=B; % SISTEMA_10_20('Property','Value',...)
banda=2; creates a new SISTEMA_10_20 or raises the
end % existing singleton*. Starting from the left,
if( (C>A) && (C>B) && (C>D) ) % property value pairs are
seleccionenergia=C; % applied to the GUI before
banda=3; Sistema_10_20_OpeningFcn gets called. An
end % unrecognized property name or invalid
if( (D>A) && (D>B) && (D>C) ) % value makes property application
seleccionenergia=D; % stop. All inputs are passed to
banda=4; Sistema_10_20_OpeningFcn via varargin.
end %
%
end % *See GUI Options on GUIDE's Tools
% ..... menu. Choose "GUI allows only one
% instance to run (singleton)".
%
20. Función: Sistema_10_20 %
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES
function varargout = Sistema_10_20(varargin) %
% SISTEMA_10_20 MATLAB code for % Edit the above text to modify the response to
Sistema_10_20.fig help Sistema_10_20
% SISTEMA_10_20, by itself, creates a new %
SISTEMA_10_20 or raises the existing % Last Modified by GUIDE v2.5 12-Jun-2013
% singleton*. 12:32:24
% %
% H = SISTEMA_10_20 returns the handle to % Begin initialization code - DO NOT EDIT
a new SISTEMA_10_20 or the handle to gui_Singleton = 1;

```

gg

Img. 33 Función sel\_energia y sistema\_10\_20 en Matlab

```

gui_State = struct('gui_Name',      mfilename, ...
                  'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @Sistema_10_20_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @Sistema_10_20_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [], ...
                  'gui_Callback',   []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if narginout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before Sistema_10_20 is
% made visible.
function Sistema_10_20_OpeningFcn(hObject,
eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see
OutputFcn.
% hObject handle to figure
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user
data (see GUIDATA)

% varargin command line arguments to
Sistema_10_20 (see VARARGIN)
axes(handles.axes1);
[x,map]=imread('1020sistema.jpg','jpg');
image(x),colormap(map),axis off

% Choose default command line output for
Sistema_10_20
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes Sistema_10_20 wait for user
response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to
the command line.
function varargout =
Sistema_10_20_OutputFcn(hObject, eventdata,
handles)
% varargout cell array for returning output args
(see VARARGOUT);
% hObject handle to figure
% eventdata reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
% handles structure with handles and user
data (see GUIDATA)

% Get default command line output from
handles structure
varargout{1} = handles.output;
.....
hh

```

Img. 34 Función sistema\_10\_20 parte 2 en Matlab

```

21. Función: ventana_emergentescaballero
function varargout =
ventana_emergentescaballero(varargin)
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name', mfilename, ...
    'gui_Singleton', gui_Singleton, ...
    'gui_OpeningFcn',
@ventana_emergentescaballero_OpeningFcn,
...
    'gui_OutputFcn',
@ventana_emergentescaballero_OutputFcn, ...
    'gui_LayoutFcn', [], ...
    'gui_Callback', []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback =
str2func(varargin{1});
end
if nargin
    [varargout{1:nargout}] =
gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
function
ventana_emergentescaballero_OpeningFcn(hO
bject, eventdata, handles, varargin)
handles.output = hObject;
guidata(hObject, handles);
function varargout =
ventana_emergentescaballero_OutputFcn(hObj
ect, eventdata, handles)
varargout{1} = handles.output;
function pushbutton1_Callback(hObject,
eventdata, handles)
helpdlg('Archivos cargado
correctamente';Procesamiento de audio');
function pushbutton3_Callback(hObject,
eventdata, handles)
errorDlg('Please: Abrir un archivo *.wav');
function pushbutton4_Callback(hObject,
eventdata, handles)
warnDlg({'Warning: Ya esta
reproduciendo.';Para comenzar una nueva
reproduccion primero debe detener la
reproduccion actual.});
function pushbutton5_Callback(hObject,
eventdata, handles)
opc=questdlg('?desea cerrar el
programa?','cerrar','Si','No','No');
if strcmp(opc,'No');
    return;
end
function pushbutton6_Callback(hObject,
eventdata, handles)
prompt = {'Enter matrix size:','Enter colormap
name:};
dlg_title = 'Input for peaks function';
num_lines = 1;
def = {'20','hsv'};
answer =
inputdlg(prompt,dlg_title,num_lines,def);
function pushbutton7_Callback(hObject,
eventdata,
handles)Data=1:64;Data=(Data*"Data)/64;
CreateStruct.WindowStyle='replace';
CreateStruct.Interpreter='tex';
h=msgbox('X^2 +
Y^2','Title','custom',Data,hot(64),CreateStruc
.....
ii

```

Img. 35 Función ventana\_emergentescaballero en Matlab

## **BIBLIOGRAFÍA**

- AD INSTRUMENTS (2001) PowerLab SP Owner's Guide. Pp. 27-18. Castle Hill.
- AD INSTRUMENTS (2008). Power Lab Teaching Series Owner's Guide. ML856 PowerLab 26T. pp. 1-60. Australia: Bella Vista.
- AD INSTRUMENTS (2018a) Sitio web de Ad Instruments que contiene información sobre equipos de registro de datos biológicos (consulta: 13 de agosto del 2018) (<https://www.adinstruments.com/products/category/consumables>)
- AD INSTRUMENTS (2018b) Sitio web de Ad Instruments que contiene información sobre equipos de registro de datos biológicos (consulta: 13 de junio del 2018) (<https://www.adinstruments.com/products/category/consumables>)
- AD INSTRUMENTS (2018c) Sitio web de Ad Instruments que contiene información sobre equipos de registro de datos biológicos (consulta: 13 de junio del 2018) (<https://www.adinstruments.com/products/category/accessories-and-parts?page=8>)
- AD INSTRUMENTS (2018d) Sitio web de Ad Instruments que contiene información sobre equipos de registro de datos biológicos (consulta: 13 de agosto del 2018) (<https://www.adinstruments.com/products/powerlab>)
- AD INSTRUMENTS (2018e) Sitio web de Ad Instruments que contiene información sobre equipos de registro de datos biológicos como el PowerLab 26T. (consulta: 13 de agosto del 2018) (<https://www.adinstruments.com/products/powerlab>)
- AD INSTRUMENTS (2018f) Sitio web de Ad Instruments que contiene información sobre equipos de registro de datos biológicos como el PowerLab 26T. (consulta: 13 de agosto del 2018) (<https://www.adinstruments.com/support/lt-labstation-resources/neuroscience>)
- ADRIAN, E. y MATHEWS, B. (1934) "The Berger rhythm, potencial changes from the occipital lobe in man". Brain. Vol 57. 355pp-385pp.
- ADOBE (2018a) (<https://helpx.adobe.com/es/flash/archive.html>) Sitio web de Adobe que contiene información sobre Adobe Flash Profesional Creative Suite (consulta: 15 de mayo del 2018).
- AGURTO, Lester (2013) Estrategias de aprendizaje y motivación; y estrés académico en alumnos del nivel secundario de una institución educativa estatal de Trujillo (tesis de licenciatura en psicología) La Libertad: Universidad Privada Antenor Orrego (consulta: 01 noviembre 2018) (<http://repositorio.upao.edu.pe/handle/upaorep/1783>)

ALVARADO, Jesús (1997) Análisis del procesamiento de la estimulación visual: etapas y organización de los recursos atencionales (tesis de doctorado en Psicología). Madrid: Universidad Complutense de Madrid

ARCE, Yovana y LARUTA, Yuleisi (2017) La aplicación de pictogramas para la estimulación de la comprensión de cuentos en niños y niñas de 4 años de la I.E.I. Villa Paxa N° 279 – 2016 (tesis de licenciatura en educación inicial) Puno: Universidad Nacional del Altiplano. (consulta: 02 noviembre 2018) (<http://tesis.unap.edu.pe/handle/UNAP/5790>)

BALLESTEROS, Dora y PARDO, Hasbleidy (2005) Software de análisis de energía en señales electroencefalográficas basado en la transformada Wavelet discreta, pp. 54-61. En: Revista Umbral Científico, Tomo 6, Bogotá D.C.: Univerdad Manuela Beltrán.

BAUERMEISTER, José (2006) El Trastorno por Déficit de Atención (TDA) y el Trastorno por Déficit de Atención e Hiperactividad (TDAH): ¿Trastornos Diferentes? Puerto Rico. (consulta: 23 de abril del 2018) (<http://www.adahi.es/wp-content/uploads/2015/07/Vista-previa-de-%E2%80%9CPonencia4.pdf%E2%80%9D.pdf>)

BOCANGEL, Guillermo y OTROS (2021) Ingeniería Industrial. Introducción al diseño de plantas. Primera edición. Pp.61-64. Huanuc, Perú.

BRONZINO, Joseph (1995a) The Biomedical Engineering Handbook: Biomedical Signals: Origin and Dynamic Characteristics; Frequency-Domain Analysis. Cap. 54. pp. 805-826. Boca Raton: CRC Press.

BRONZINO, Joseph (1995b) The Biomedical Engineering Handbook: Biopotencial Electrodo. Cap. pp. 745-757. Boca Raton: CRC Press.

BRONZINO, Joseph (1995c) The Biomedical Engineering Handbook: Principles of Electroencephalography. Cap. 15. pp. 201-212. Boca Raton: CRC Press.

CARLSON, Neil (2010) Fundamentos de fisiología de la conducta: Trastornos de ansiedad, trastorno autista, trastorno de déficit de atención con hiperactividad y trastornos por estrés. Décima edición. Madrid: Prentice Hall.

COLLURA, Thomas y SIEVER, David (2009) Audio-visual entrainment in relation to mental health and EEG. En: J.R. Evans & A. Abarbanel (Eds.) Quantitative EEG and Neurofeedback. Ed. 2. pp. 155-183. San Diego: Academic Press.

DELORME, Armand y MAKEIG, Scott (2004) EEGLAB: An open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics, pp. 9-21. En: Journal of Neuroscience Methods, Vol. 134

ELECTRICAL GEODESICS INCORPORATED (EGI) (2018) (<https://www.egi.com/research-division/net-station-eeg-software?highlight=WyJuZXQiLCJuZXRzIiwibmV0J3MiLCJuZXRzJyIsInN0YXRpb24iLCJzdGF0aW9uJ3MiLCJzdGF0aW9ucyIsIm5ldCBzdGF0aW9uIl0=>)  
Sitio web oficial de EGI; contiene información sobre la empresa y productos (consulta: 1 de mayo 2018).

ESTÉVEZ, Roberto y SILOT, Nogaeldis (2009) Software gestor para la disseminación selectiva de la información (DSI). Ciudad de la Habana: Centro Nacional de Información de Ciencias Médicas (<http://www.informatica2009.sld.cu/Members/robe2009/rectificado-software-gestor-para-la-diseminacion-selectiva-de-la-informacion-dsi>)

GRAÑANA, Nora y OTROS (2011) Evaluación de déficit de atención con hiperactividad: la escala SNAP IV adaptada a la Argentina. Rev Panam Salud Pública. 29(5): pp. 344–349.

GREEN, Jhon y ARDUINI, Arnaldo (1954) "Activity in arousal hippocampal electrical" Journal of Neurophysiology. Vol. 17. pp 533-557.

GUEVARA, Miguel y HERNÁNDEZ, Marisela (2009) EEGmagic: programa para analizar señales electroencefalográficas, pp. 41-53. En: Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, Vol. 30, N° 1, Guadalajara.



IBM (2018) (<https://www.ibm.com/analytics/spss-statistics-software>) Sitio web que contiene información sobre el programa SPSS Statistic y otros productos (consulta: 15 de mayo del 2018).

JOYCE, Michael y SIEVER, Dave (2000) Audio-visual entrainment program as a treatment for behavior disorders in a school setting. En: Journal of Neurotherapy. T. 4. N° 2. pp. 9 – 25.

KENDALL, Maurice y SMITH, Bernard (1939) The Problem of m Rankings. En: The Annals of Mathematical Statistics. Vol. 10, No. 3, pp. 275-287. Institute of Mathematical Statistics

KENNEL, Susan; GILL TAYLOR, Ann y OTROS (2010) Pilot Feasibility Study of Binaural Auditory Beats for Reducing Symptoms of Inattention in Children and Adolescents with Attention-Deficit/Hyperactivity Disorder. Journal of Pediatric Nursing. Pags: 3-11 (consulta: 06 de agosto 2018) (<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0882596308003321>)

MALMIVUO, Jaakko y PLONSEY, Robert (1995) Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic. Nueva York: Universidad de Oxford.

MATHWORKS (2018a) (<http://www.mathworks.com/help/matlab/index.html>) Sitio web de Mathworks que contiene información sobre el programa y sus productos derivados en el campo del algoritmo computacional (consulta: 13 de junio del 2018).

MITSTAR (2018) (<http://www.mitsar-medical.com/eeg-software/qeeg-software/>) Sitio web oficial de Mitsar; contiene información de la empresa y productos (consulta: 20 de mayo 2018).

MORENO, Asunción (2009) Filtros. Barcelona: Universidad Politécnica de Catalunya. ([http://ocw.upc.edu/sites/default/files/materials/15011906/tema3.\\_filtros\\_v2.3-2742.pdf](http://ocw.upc.edu/sites/default/files/materials/15011906/tema3._filtros_v2.3-2742.pdf)) (Consulta: 3 de mayo del 2018)

NEUROSCAN (2018) (<http://www.neuroscan.com/curry.cfm>) Sitio web oficial de Neuroscan; contiene información de la empresa y productos (consulta: 20 de mayo 2018)

NIHON KOHDEN (2018a) (<https://us.nihonkohden.com/products/eeg-9100/>) Sitio web oficial de Nihon Kohden; contiene información de la empresa y productos (consulta: 15 de febrero 2018).

NIHON KOHDEN (2018b) (<https://br.nihonkohden.com/es/products/neurology/eeg9100.html>) Sitio web oficial de Nihon Kohden; contiene información de la empresa y productos (consulta: 15 de febrero 2018).

NIHON KOHDEN (2018c) (<https://br.nihonkohden.com/es/products/neurology/eeg9100.html>) Sitio web oficial de Nihon Kohden; contiene información de la empresa y productos (consulta: 15 de febrero 2018).

OLMSTEAD, Ruth (2008) Use of Auditory and Visual Stimulation to Improve Cognitive Abilities in Learning-Disabled Children. Journal of Neurotherapy. Pags:49-61 (consulta: 06 de agosto 2018) ([https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1300/J184v09n02\\_04](https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1300/J184v09n02_04))

OSTER, Gerald (1973) Auditory beats in the brain. En: Scientific American. T.20. pp. 94-102

SANEI, Saeid y CHAMBERS, Jonathon (2007) EEG Signal Processing. Inglaterra: Wiley.

SMITH, Edward y FOSSLYN, Stephen (2008) Procesos cognitivos: Modelos y bases neuronales: Atención. Cap.3. pp. 105-149. Madrid: Pearson Education.

SWARTZ CENTER FOR COMPUTATIONAL NEUROSCIENCE (SCCN) (2018) (<https://sccn.ucsd.edu/eeglab/index.php>) Sitio web oficial de SCCN; contiene información sobre el programa EEGLAB (consulta: 2 de marzo 2018).

VALERIANO, Carlos y OTROS (1999) Diseño e implementación de filtros digitales recursivos y no recursivos usando un DSP. En: Tecnia. Vol. 8. N°3. pp. 11-17. Lima: Universidad Nacional de Ingeniería.

VÉLEZ, Paulo y SALDARRIAGA, Haeders (2010) Clasificación básica de neuroseñales (tesis de maestría en Instrumentación Física). Pereira: Universidad Tecnológica de Pereira. (consulta: 4 de abril del 2018) (<http://repositorio.utp.edu.co/dspace/bitstream/11059/1877/1/6213822V436.pdf>)

VELARDE, Esther; CANALES, Ricardo y Otros (2011) Programa de estimulación de las habilidades prelectoras en niños y niñas de educación inicial de la provincia constitucional del Callao, Perú. Investigación Educativa, vol 15 N27, pag:53-73. (consulta: 01 noviembre 2018) ([http://200.62.146.19/bibvirtual/Publicaciones/Inv\\_Educativa/2011\\_n27/a04v15n27.pdf](http://200.62.146.19/bibvirtual/Publicaciones/Inv_Educativa/2011_n27/a04v15n27.pdf))

YACTAYO, Yoel (2010) Motivación de logro académico y rendimiento académico en alumnos de secundaria de una institución educativa del Callao (tesis de maestría en educación). Lima: Universidad San Ignacio de Loyola (consulta:01 de noviembre 2018) (<http://repositorio.usil.edu.pe/handle/123456789/1352>)