



REPÚBLICA DEL ECUADOR

Escuela Politécnica Nacional

" E S C I E N T I A H O M I N I S S A L U S "

La versión digital de esta tesis está protegida por la Ley de Derechos de Autor del Ecuador.

Los derechos de autor han sido entregados a la "ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL" bajo el libre consentimiento del (los) autor(es).

Al consultar esta tesis deberá acatar con las disposiciones de la Ley y las siguientes condiciones de uso:

- Cualquier uso que haga de estos documentos o imágenes deben ser sólo para efectos de investigación o estudio académico, y usted no puede ponerlos a disposición de otra persona.
- Usted deberá reconocer el derecho del autor a ser identificado y citado como el autor de esta tesis.
- No se podrá obtener ningún beneficio comercial y las obras derivadas tienen que estar bajo los mismos términos de licencia que el trabajo original.

El Libre Acceso a la información, promueve el reconocimiento de la originalidad de las ideas de los demás, respetando las normas de presentación y de citación de autores con el fin de no incurrir en actos ilegítimos de copiar y hacer pasar como propias las creaciones de terceras personas.

Respeto hacia sí mismo y hacia los demás.

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

**FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y
ELECTRÓNICA**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE
ADQUISICIÓN DE ONDAS CEREBRALES (EEG) DE SEIS
CANALES Y ANÁLISIS EN TIEMPO, FRECUENCIA Y
COHERENCIA**

**PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y CONTROL**

**CHANGOLUISA ROMERO DIEGO PAÚL
dpaulchangromero@hotmail.com**

**ESCALANTE VITERI FRANCISCO JAVIER
fjev_mk1@hotmail.com**

**DIRECTOR DR. ROBIN ÁLVAREZ RUEDA
arobin7es@yahoo.es**

Quito, ENERO 2012

DECLARACIÓN

Nosotros, Diego Paúl Changoluisa Romero y Francisco Javier Escalante Viteri, declaramos bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de nuestra autoría; que no ha sido previamente presentada para ningún grado o calificación profesional; y, que hemos consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedemos nuestros derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente.

Diego Paúl Changoluisa Romero

Francisco Javier Escalante Viteri

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por Diego Paúl Changoluisa Romero y Francisco Javier Escalante Viteri, bajo mi supervisión.

Dr. Robín Álvarez Rueda
DIRECTOR DEL PROYECTO

AGRADECIMIENTO

A Dios que me ha dado la salud, vida y sobre todo mi guía y fortaleza en el transcurso de mi carrera universitaria.

Al Dr. Robín Álvarez que se convirtió en un amigo más que un director y con su ayuda fue posible la implementación y culminación de este proyecto.

A todas las personas que de una u otra manera colaboraron en mi formación profesional y en la realización del presente trabajo.

DEDICATORIA

Este proyecto de titulación va dedicado en especial a mis padres Eugenia y Marco que fueron un apoyo importante tanto en lo profesional como personal a lo largo de mi vida, a mi hermano Vinicio que siempre ha estado conmigo en los momentos difíciles, a mi tía Cecilia que me dio su apoyo incondicional en el aspecto económico de mi carrera, a mi abuelita Conchita que me ha enseñado con su ejemplo los valores para ser un excelente ser humano, y finalmente a una amiga Sofía que me alentó para ser constante en la realización de este trabajo y para seguir adelante en todo lo que me proponga

DIEGO PAÚL

AGRADECIMIENTO

Quiero dar las gracias al Dr. Robín Álvarez, que me ofreció trabajar en este proyecto, me ha abierto las puertas de esta área de la Bioingeniería que ha despertado mi interés por esta ciencia. Robín, tu le has dado forma a este proyecto y nos has dado la oportunidad de que colaboremos en él, que no es sino fruto de tu ingenio. Gracias por tu paciencia, por dedicarme ese tiempo que ni siquiera tenías para ti, por las ideas que me has dado cuando ya no encontrábamos salida, por tu optimismo, por presionarnos tantas veces era necesario para culminar nuestro proyecto. De verdad, muchas gracias.

A mi padre y madre, que son las personas que más quiero en el mundo y que gracias al esfuerzo de ellos sobre humano e increíble, para llegar a donde estoy para sacarme adelante y cumplir con una meta.

A todos mis hermanos y mi familia, que me han dado la gran oportunidad de estudiar en esta prestigiosa universidad, de quererme como soy de ser cómo soy y que me apoyan siempre en todo lo que hago.

A mi Dios que siempre será la luz y guía de mi vida.

FRANCISCO JAVIER

DEDICATORIA

Dedico mi padre y madre, sin ellos la verdad no existiera y no sé qué haría si uno de ellos me faltara, son las personas que más quiero en el mundo, siempre me han apoyado y han buscado te todas formas brindarme su más preciado regalo, el de educarme para ser alguien en la vida y que gracias al esfuerzo de ellos sobre humano e increíble puedo llegar a cumplir una meta

Le dedico especialmente este proyecto a mi hermano PATRICIO, ñaño perdóname por todas mis rabietas que he tenido, pero sabes siempre siempre estaré allí para defenderte para darte todo lo que tu necesites tu eres la razón porque tengo que salir adelante y buscar tu bienestar mi chinito te quiero muchísimo.

A todos mis hermanos, el ejemplo de ellos me ha motivado culminar mis proyectos todos de me han prestado su ayuda, todos me brindaron su confianza su tiempo sus enseñanzas y hasta su apoyo económico cuando yo lo necesitaba y a ellos les faltaba, ustedes hermanos me han dado la gran oportunidad de estudiar en esta prestigiosa universidad, de quererme como soy formarme en todos los aspectos posibles de valores, humildad, liderazgo y respeto para formarme como soy y de aguantarme de ser cómo soy y que me apoyan siempre en todo lo que hago.

A mi abuelita, a todos mis sobrinos y sobrinas que espero ser un ejemplo a seguir claro un ejemplo del bueno jajaja.....

A mi Dios que siempre será la luz y guía de mi vida.

FRANCISCO JAVIER

ÍNDICE

| | |
|---|----|
| RESUMEN..... | 1 |
| PRESENTACIÓN | 2 |
| CAPÍTULO 1 | 4 |
| FUNDAMENTOS DE LA ELECTROENCEFALOGRAFÍA Y TÉCNICAS DE ANÁLISIS DE SEÑAL REQUERIDAS..... | 4 |
| 1.1 INTRODUCCIÓN | 5 |
| 1.2 EL ELECTROENCEFALOGRAMA Y LAS ONDAS CEREBRALES | 5 |
| 1.2.1 Ondas Cerebrales | 6 |
| 1.2.2 Bandas de Frecuencia de las Ondas Cerebrales..... | 6 |
| 1.2.2.1 Banda Delta..... | 6 |
| 1.2.2.2 Banda Theta | 7 |
| 1.2.2.3 Banda Alfa..... | 7 |
| 1.2.2.4 Banda Beta..... | 8 |
| 1.3 ONDAS CEREBRALES EN LAS FASES DE SUEÑO..... | 9 |
| 1.3.1 El Sueño | 9 |
| 1.3.2 Fases de Sueño | 9 |
| 1.3.2.1 Fase I..... | 10 |
| 1.3.2.2 Fase II..... | 10 |
| 1.3.2.3 Fase III..... | 11 |
| 1.3.2.4 Fase IV..... | 12 |
| 1.3.2.5 Fase REM | 12 |
| 1.3.3 Ciclo de Sueño..... | 14 |
| 1.4 ELECTRODOS PARA ELECTROENCEFALOGRAFÍA | 16 |
| 1.4.1 PROPIEDADES DE LOS ELECTRODOS..... | 16 |
| 1.4.2 TIPOS DE ELECTRODOS | 16 |
| 1.4.2.1 Electrodo de superficie | 17 |
| 1.4.2.2 Electrodo basales (especiales)..... | 17 |
| 1.4.2.3 Electrodo neuroquirúrgico..... | 18 |
| 1.4.2.4 Electrodo utilizados en el proyecto..... | 18 |
| 1.5 SISTEMA DE UBICACIÓN DE ELECTRODOS..... | 21 |
| 1.5.1 SISTEMA INTERNACIONAL 10-20 | 21 |
| 1.5.2 MONTAJES DE LOS ELECTRODOS DEL EEG..... | 25 |

| | | |
|--|---|----|
| 1.5.2.1 | Campos de Potencial | 25 |
| 1.5.2.2 | Tipos de Montaje de los Electrodo..... | 26 |
| 1.5.2.3 | Montaje de los Electrodo con el Método 10/20 | 30 |
| 1.6 | TÉCNICAS DE ANÁLISIS APLICADAS A LAS SEÑALES DEL EEG | 31 |
| 1.6.1 | VISUALIZACIÓN DE LA ONDA CEREBRAL | 32 |
| 1.6.2 | FILTROS DIGITALES EMPLEADOS | 32 |
| 1.6.2.1 | Filtro de Media Móvil | 33 |
| 1.6.2.2 | Filtro IIR..... | 34 |
| 1.6.2.3 | Filtro FIR..... | 36 |
| 1.7 | ALMACENAMIENTO DE REGISTROS | 37 |
| 1.8 | ANÁLISIS EN FRECUENCIA: Métodos de estimación espectral..... | 38 |
| 1.8.1 | Promediado de Periodogramas: métodos de BARTLETT y de WELCH..... | 39 |
| 1.9 | ANÁLISIS EN COHERENCIA EN FRECUENCIA..... | 42 |
| 1.9.1 | Aspectos Metodológicos del Análisis de Coherencia en Frecuencia..... | 43 |
| 1.9.1.1 | La elección de las derivaciones EEG | 43 |
| 1.9.1.2 | La elección del tipo de referencia..... | 43 |
| 1.9.1.3 | Cálculo de la coherencia | 44 |
| 1.9.1.4 | Significado funcional..... | 46 |
| CAPÍTULO 2 | | 48 |
| DISEÑO DEL HARDWARE PARA ADQUISICIÓN DE LOS SEIS CANALES DE ONDA CEREBRAL..... | | 48 |
| 2.1 | SENSADO DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS | 49 |
| 2.2 | AMPLIFICACIÓN DE LA SEÑAL CEREBRAL..... | 49 |
| 2.3 | DISEÑO DE LOS CANALES ANALÓGICOS | 50 |
| 2.3.1 | Amplificador de instrumentación | 50 |
| 2.3.2 | Amplificador TL084 | 54 |
| 2.3.3 | Diseño del amplificador de instrumentación | 55 |
| 2.3.4 | Filtros Analógicos | 59 |
| 2.3.5 | Diseño de los Filtros Analógicos | 63 |
| 2.4 | ADQUISICIÓN DE SEÑALES..... | 68 |
| 2.4.1 | Estructura física de la tarjeta DAQ NI-USB 6009 | 69 |
| 2.4.2 | Tarjeta de Adquisición de Datos NI USB-6009 | 72 |
| 2.4.3 | Conexión entre el Circuito Acondicionado y la Tarjeta NI-USB 6009 | 73 |

| | |
|---|------------|
| CAPÍTULO 3 | 76 |
| DISEÑO DEL SOFTWARE PARA ADQUISICIÓN, VISUALIZACIÓN Y ANÁLISIS DE LAS SEÑALES..... | 76 |
| 3.1 ENTORNO LABVIEW | 77 |
| 3.1.1 Instrumentos Virtuales | 78 |
| 3.1.2 Descripción de los Iconos de la Barra de Herramientas en el Panel Frontal ... | 82 |
| 3.2 CONFIGURACIÓN DEL SOFTWARE DE ADQUISICIÓN DE DATOS..... | 85 |
| 3.3 FILTROS IMPLEMENTADOS EN LABVIEW..... | 88 |
| 3.4 ANÁLISIS ESPECTRAL: MÉTODO DE WELCH | 91 |
| 3.5 ANÁLISIS DE COHERENCIA EN FRECUENCIA | 94 |
| 3.6 DIAGRAMA DE FLUJO..... | 95 |
| 3.7 ESQUEMÁTICO DEL DIAGRAMA DE BLOQUES..... | 102 |
| 3.7.1 Adquisición y filtrado de señales | 102 |
| 3.7.2 Análisis de Tiempo | 103 |
| 3.7.3 Análisis de Frecuencia | 104 |
| 3.7.4 Análisis de Coherencia en Frecuencia..... | 104 |
| 3.8 Paneles frontales | 105 |
| 3.9 SELECCIÓN DEL TIPO DE ANÁLISIS DE LAS SEÑALES CEREBRALES..... | 106 |
| 3.9.1 Panel frontal de análisis de Tiempo | 107 |
| 3.9.2 Panel Frontal de análisis de frecuencia | 108 |
| 3.9.3 Panel Frontal de Análisis de Coherencia en Frecuencia | 109 |
| 3.10 ALMACENAMIENTO DE DATOS..... | 110 |
| 3.11 EXPORTACIÓN DE GRÁFICOS | 110 |
| CAPÍTULO 4 | 112 |
| PRUEBAS Y RESULTADOS | 112 |
| 4.1. PRUEBAS DEL EQUIPO EEG DE SEIS CANALES | 113 |
| 4.1.1. Pruebas de los Amplificadores de Instrumentación..... | 113 |
| 4.1.2. Pruebas de Filtrado de Señal Mediante Hardware | 118 |
| 4.2. PRUEBAS DE SOFTWARE | 123 |

| | |
|--|-----|
| 4.2.1 Prueba de filtrado..... | 124 |
| 4.2.2 Prueba del Software del Sistema de Adquisición | 128 |
| 4.3 PRUEBAS DE EEG | 143 |
| CAPÍTULO 5 | 156 |
| CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES..... | 156 |
| BIBLIOGRAFÍA..... | 161 |
| ANEXOS | 163 |
| ANEXO A | 164 |
| ANEXO B | 165 |
| ANEXO C | 167 |
| ANEXO D | 168 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| FIGURA 1. 1: ONDA CEREBRAL..... | 6 |
| FIGURA 1. 2: ONDAS DELTA..... | 7 |
| FIGURA 1. 3: ONDAS THETA..... | 7 |
| FIGURA 1. 4: ONDAS ALFA..... | 8 |
| FIGURA 1. 5: ONDAS BETA..... | 8 |
| FIGURA 1. 6: FASE I DE SUEÑO..... | 10 |
| FIGURA 1. 7: FASE II DE SUEÑO..... | 11 |
| FIGURA 1. 8: FASE III DE SUEÑO..... | 11 |
| FIGURA 1. 9: FASE IV DE SUEÑO..... | 12 |
| FIGURA 1. 10: FASE REM DE SUEÑO..... | 13 |
| FIGURA 1. 11: HIPNOGRAMAS..... | 15 |
| FIGURA 1. 12: ELECTRODOS SUPERFICIALES..... | 17 |
| FIGURA 1. 13: ELECTRODO BASAL FARÍNGICO..... | 18 |
| FIGURA 1. 14: ELECTRODOS NEUROQUIRÚRGICO..... | 18 |
| FIGURA 1. 15: ELECTRODOS PARA SENSAR LA SEÑAL BIOELÉCTRICA..... | 20 |
| FIGURA 1. 16: PASTA PARA EL CONTACTO PIEL-ELECTRODO..... | 21 |
| FIGURA 1. 17: PUNTO FRONTAL POLAR (FP); PUNTO OCCIPITAL (O)..... | 22 |
| FIGURA 1. 18: FZ PUNTO FRONTAL; CZ PUNTO CENTRAL; PZ PUNTO PARIETAL..... | 22 |
| FIGURA 1. 19: MEDICIÓN CORONA LATERAL. ELECTRODO T3 Y T4..... | 23 |
| FIGURA 1. 20: ELECTRODOS C3 Y C4..... | 23 |
| FIGURA 1. 21: ELECTRODO F3 Y F4..... | 24 |
| FIGURA 1. 22: UBICACIÓN DE LOS ELECTRODOS P3 Y P4..... | 24 |
| FIGURA 1. 23: UBICACIÓN DE LOS ELECTRODOS F7, F8, T5, T6, FP1, FP2, O1 Y O2..... | 25 |
| FIGURA 1. 24: COLOCACIÓN DE LOS ELECTRODOS A1 Y A2..... | 25 |
| FIGURA 1. 25: UN POSIBLE CAMPO DE POTENCIAL F8..... | 26 |
| FIGURA 1. 26: REGISTRO UNIPOLAR..... | 27 |
| FIGURA 1. 27: ESQUEMA DEL SISTEMA WILSON EN EL REGISTRO DE EEG (E1 – E8 ELECTRODOS)..... | 28 |
| FIGURA 1. 28: REGISTRO BIPOLAR..... | 29 |
| FIGURA 1. 29: (A) MONTAJE LONGITUDINAL; (B) MONTAJE TRANSVERSAL..... | 29 |
| FIGURA 1. 30: COLOCACIÓN DE ELECTRODOS..... | 31 |
| FIGURA 1. 31: DIAGRAMA BÁSICO DE UN FILTRO DIGITAL..... | 33 |
| FIGURA 1. 32: TOPOLOGÍA DE IMPLEMENTACIÓN DE UN FILTRO IIR..... | 35 |
| FIGURA 1. 33: TOPOLOGÍA DE IMPLEMENTACIÓN DE UN FILTRO FIR..... | 37 |
| | |
| FIGURA 2. 1: AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN PASA BANDA..... | 51 |
| FIGURA 2. 2: AMPLIFICADOR DIFERENCIAL CON $V_2=0$ | 52 |
| FIGURA 2. 3: AMPLIFICADOR DIFERENCIAL CON $V_1=0$ | 52 |
| FIGURA 2. 4: AMPLIFICADOR OPERACIONAL TL084..... | 55 |
| FIGURA 2. 5: AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN CON LOS VALORES DE DISEÑO | 57 |

| | | |
|----------------------|--|------------|
| FIGURA 2. 6: | SIMULACIÓN DEL AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN | 57 |
| FIGURA 2. 7: | SEÑALES AMPLIFICADAS DE LOS SEIS CANALES | 59 |
| FIGURA 2. 8: | TIPOS DE FILTROS ACTIVOS..... | 61 |
| FIGURA 2. 9: | CARACTERÍSTICAS DE LOS FILTROS: (A) BESSEL, (B) BUTTHERWORTH, (C) CHEBYSHEV Y (D) CAUER | 62 |
| FIGURA 2. 10: | FILTRO BUTTHERWORTH CON LOS VALORES DE DISEÑO | 66 |
| FIGURA 2. 11: | SEÑALES FILTRADAS DE LOS SEIS CANALES..... | 67 |
| FIGURA 2. 12: | TARJETA DAQ NI-USB 6009..... | 68 |
| FIGURA 2. 13: | CONEXIÓN DE UNA SEÑAL CON VOLTAJE DIFERENCIAL | 71 |
| FIGURA 2. 14: | CONEXIÓN DE UNA SEÑAL SIMPLE DE VOLTAJE..... | 71 |
| FIGURA 2. 15: | DIAGRAMA DE CONEXIÓN ENTRE EL CIRCUITO Y LA TARJETA DAQ .. | 74 |
| FIGURA 2. 16: | DIAGRAMA DE BLOQUES DEL EEG..... | 74 |
| FIGURA 2. 17: | PLACA DE CIRCUITO IMPRESO | 75 |
| FIGURA 2. 18: | MONTAJE FINAL DE ELECTRODOS..... | 75 |
| | | |
| FIGURA 3. 1: | PALETA DE CONTROLES Y PANEL FRONTAL | 78 |
| FIGURA 3. 2: | DIAGRAMA DE BLOQUES, PALETA DE HERRAMIENTAS Y FUNCIONES. | 79 |
| FIGURA 3. 3: | CONTROLES E INDICADORES..... | 80 |
| FIGURA 3. 4: | PALETA DE CONTROLES E INDICADORES..... | 81 |
| FIGURA 3. 5: | MENÚ RÁPIDO | 81 |
| FIGURA 3. 6: | TERMINALES DE ENTRADA Y/O SALIDA | 83 |
| FIGURA 3. 7: | ICONOS DEL PANEL FRONTAL..... | 83 |
| FIGURA 3. 8: | TIPOS DE DATOS | 84 |
| FIGURA 3. 9: | PALETA PROGRAMMING..... | 84 |
| FIGURA 3. 10: | ICONOS DEL DIAGRAMA DE BLOQUES | 85 |
| FIGURA 3. 11: | TARJETA NI-USB 6009 RECONOCIDA POR LA PC..... | 86 |
| FIGURA 3. 12: | PRUEBA DE VERIFICACIÓN DE LA TARJETA NI-USB 6009..... | 86 |
| FIGURA 3. 13: | PANTALLA DE CONFIGURACIÓN DE LA TARJETA NI-USB 6009..... | 87 |
| FIGURA 3. 14: | SUB VI DEL FILTRO FIR | 88 |
| FIGURA 3. 15: | ESPECIFICACIONES DEL FILTRO FIR | 89 |
| FIGURA 3. 16: | SUB VI PARA EL FILTRO PASA ALTO | 90 |
| FIGURA 3. 17: | SUB VI PARA EL FILTRO PASA BAJO | 91 |
| FIGURA 3. 18: | SUB VI DEL ESPECTRO DE WELCH | 92 |
| FIGURA 3. 19: | ESPECIFICACIONES DEL MÉTODO DE WELCH | 93 |
| FIGURA 3. 20: | BLOQUE DE COHERENCIA..... | 94 |
| FIGURA 3. 21: | DIAGRAMA DE BLOQUES DE ADQUISICIÓN Y FILTRADO DE SEÑALES | 103 |
| FIGURA 3. 22: | DIAGRAMA DE BLOQUES DE ANÁLISIS DE TIEMPO..... | 103 |
| FIGURA 3. 23: | DIAGRAMA DE BLOQUES DE ANÁLISIS DE FRECUENCIA..... | 104 |
| FIGURA 3. 24: | DIAGRAMA DE BLOQUES DEL ANÁLISIS DE COHERENCIA EN FRECUENCIA | 105 |
| FIGURA 3. 25: | PANTALLA DE PRESENTACIÓN | 106 |
| FIGURA 3. 26: | PANTALLA DE SELECCIÓN..... | 107 |

| | |
|---|-----|
| FIGURA 3. 27: GRÁFICO DE TIEMPO | 108 |
| FIGURA 3. 28: GRÁFICO DE FRECUENCIA..... | 109 |
| FIGURA 3. 29: GRÁFICO DE COHERENCIA EN FRECUENCIA..... | 110 |
| FIGURA 3. 30: ICONO PARA EXPORTAR GRÁFICA..... | 111 |
| FIGURA 3. 31: GRÁFICA EXPORTADA DE COHERENCIA EN WORD..... | 111 |
| | |
| FIGURA 4. 1: CIRCUITO DIVISOR DE VOLTAJE..... | 113 |
| FIGURA 4. 2: SEÑAL GENERADA A 20 HZ POR EL GENERADOR DE SEÑALES..... | 114 |
| FIGURA 4. 3: VOLTAJE DIFERENCIAL DE ALIMENTACIÓN DEL CIRCUITO DE AMPLIFICACIÓN..... | 114 |
| FIGURA 4. 4: SEÑAL AMPLIFICADA CANALES A Y B | 116 |
| FIGURA 4. 5: SEÑAL AMPLIFICADA CANALES C Y D..... | 116 |
| FIGURA 4. 6: SEÑAL AMPLIFICADA CANALES E Y F | 116 |
| FIGURA 4. 7: SEÑAL DE SALIDA AMPLIFICADA Y FILTRADA A 20[HZ], CANALES A Y B | 117 |
| FIGURA 4. 8: SEÑAL DE SALIDA AMPLIFICADA Y FILTRADA A 20[HZ], CANALES C Y D | 118 |
| FIGURA 4. 9: SEÑAL DE SALIDA AMPLIFICADA Y FILTRADA A 20 [HZ], CANALES E Y F | 118 |
| FIGURA 4. 10: SEÑAL DE $F = 1[HZ] < FCL = 2[HZ]$ | 119 |
| FIGURA 4. 11: SEÑAL DE $F = 35HZ = FCH = 35[HZ]$ | 119 |
| FIGURA 4. 12: SEÑAL DE FRECUENCIAS ENTRE $F = 3[HZ] < FCL = 25[HZ]$ | 120 |
| FIGURA 4. 13: SEÑAL DE $F = 1[HZ] < FCL = 2[HZ]$ | 120 |
| FIGURA 4. 14: SEÑAL DE $F = 35HZ = FCH = 35[HZ]$ | 120 |
| FIGURA 4. 15: SEÑAL DE FRECUENCIAS ENTRE $F = 3[HZ] < FCL = 25[HZ]$ | 121 |
| FIGURA 4. 16: SEÑAL DE $F = 1[HZ] < FCL = 2[HZ]$ | 121 |
| FIGURA 4. 17: SEÑAL DE $F = 35HZ = FCH = 35[HZ]$ | 121 |
| FIGURA 4. 18: SEÑAL DE FRECUENCIAS ENTRE $F = 3[HZ] < FCL = 25[HZ]$ | 122 |
| FIGURA 4. 19: SEÑALES SIMULADA Y GENERADA EXPORTADAS DESDE LABVIEW..... | 123 |
| FIGURA 4. 20: SEÑALES FILTRADAS POR EL FILTRO FIR | 123 |
| FIGURA 4. 21: ESPECTRO DE POTENCIA DE LAS SEÑALES A 20HZ..... | 124 |
| FIGURA 4. 22: ESPECTRO DE FRECUENCIAS A 15 HZ Y 20 HZ | 124 |
| FIGURA 4. 23: DISMINUCIÓN DEL ESPECTRO DE POTENCIA CERCA A LA $FC=35$ HZ | 125 |
| FIGURA 4. 24: ESPECTRO DE POTENCIA A $F = FC = 35$ HZ..... | 125 |
| FIGURA 4. 25: DISMINUCIÓN DEL ESPECTRO DE POTENCIA DE LA SEÑAL SIMULADA | 125 |
| FIGURA 4. 26: ESPECTRO DE POTENCIA DE LAS SEÑALES A LA FRECUENCIA DE CORTE..... | 126 |
| FIGURA 4. 27: ESPECTRO DE POTENCIA A FRECUENCIAS BAJAS..... | 126 |
| FIGURA 4. 28: ESPECTRO DE POTENCIA DE LAS SEÑALES $F = FC = 2$ HZ | 127 |

| | |
|--|-----|
| FIGURA 4. 29: ESPECTRO DE POTENCIA DE LAS SEÑALES A $F < FC$ | 127 |
| FIGURA 4. 30: ADQUISICIÓN DE SEÑALES MEDIANTE SOFTWARE EEG..... | 128 |
| FIGURA 4. 31: SEÑALES EN DOMINIO DEL TIEMPO MEDIANTE SOFTWARE EEG | 129 |
| FIGURA 4. 32: GRÁFICAS EXPORTADAS..... | 130 |
| FIGURA 4. 33 : GRÁFICAS DE TIEMPO CON FRECUENCIA DE LA SEÑAL: $F = FCL = 2[HZ]$ | 131 |
| FIGURA 4. 34: GRAFICAS DE FRECUENCIA DE LA SEÑAL: $F = FCL = 2[HZ]$ | 132 |
| FIGURA 4. 35: GRAFICAS DE COHERENCIA EN FRECUENCIA DE LA SEÑAL: $F = FCL = 2[HZ]$ | 133 |
| FIGURA 4. 36: GRÁFICAS DE TIEMPO DE LA SEÑAL: $FCL = 2[HZ] < F < FCH = 35[HZ]$ | 134 |
| FIGURA 4. 37: GRÁFICAS DE FRECUENCIA DE LA SEÑAL: $FCL = 2[HZ] < F < FCH = 35[HZ]$ | 135 |
| FIGURA 4. 38: GRÁFICAS DE COHERENCIA EN FRECUENCIA DE LA SEÑAL: $FCL = 2[HZ] < F < FCH = 35[HZ]$ | 136 |
| FIGURA 4. 39: GRÁFICAS DE TIEMPO DE LA SEÑAL: $FCL = 2[HZ] < F < FCH = 35[HZ]$ | 137 |
| FIGURA 4. 40: GRÁFICAS DE FRECUENCIA DE LA SEÑAL: $FCL = 2[HZ] < F < FCH = 35[HZ]$ | 138 |
| FIGURA 4. 41: GRÁFICAS DE COHERENCIA EN FRECUENCIA DE LA SEÑAL: $FCL = 2[HZ] < F < FCH = 35[HZ]$ | 139 |
| FIGURA 4. 42: GRÁFICAS DE TIEMPO DE LA SEÑAL: $F = FCH = 35[HZ]$ | 140 |
| FIGURA 4. 43: GRÁFICAS DE FRECUENCIA DE LA SEÑAL: $F = FCH = 35[HZ]$ | 141 |
| FIGURA 4. 44: GRÁFICAS DE COHERENCIA EN FRECUENCIA DE LA SEÑAL: $F = FCH = 35[HZ]$ | 142 |
| FIGURA 4. 45: GRÁFICAS DE LOS CANALES EN ANÁLISIS DEL TIEMPO EN ESTADO DE VIGILIA (OJOS ABIERTOS) | 144 |
| FIGURA 4. 46: GRÁFICAS DE LOS CANALES EN ANÁLISIS DEL TIEMPO EN ESTADO DE RELAJACIÓN (OJOS CERRADOS) | 145 |
| FIGURA 4. 47: GRÁFICAS DE LOS CANALES EN RESPUESTA EN FRECUENCIA (OJOS ABIERTOS) | 147 |
| FIGURA 4. 48: GRÁFICAS DE LOS CANALES EN RESPUESTA EN FRECUENCIA (OJOS CERRADOS) | 148 |
| FIGURA 4. 49: GRÁFICAS DE LOS CANALES EN RESPUESTA DE COHERENCIA EN FRECUENCIA (OJOS CERRADOS) | 150 |
| FIGURA 4. 50: GRÁFICAS DE LOS CANALES EN ANÁLISIS DEL TIEMPO EN ESTADO DE VIGILIA (OJOS ABIERTOS) | 151 |
| FIGURA 4. 51: GRÁFICAS DE LOS CANALES EN ANÁLISIS DEL TIEMPO (OJOS CERRADOS) | 152 |
| FIGURA 4. 52: GRÁFICAS DE LOS CANALES EN ANÁLISIS DE FRECUENCIA EN ESTADO DE VIGILIA (OJOS ABIERTOS)..... | 153 |
| FIGURA 4. 53: GRÁFICAS DE LOS CANALES EN ANÁLISIS DE FRECUENCIA (OJOS CERRADOS) | 154 |

FIGURA 4. 54: GRÁFICAS DE LOS CANALES EN ANÁLISIS DE COHERENCIA EN
FRECUENCIA (OJOS CERRADOS) 155

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|---|----|
| TABLA 1. 1: FASES DEL SUEÑO | 14 |
| TABLA 1. 2: TABLA DE POTENCIALES EN ELECTRODOS DE DISTINTOS MATERIALES | 19 |
| TABLA 1. 3: LB MONTAJE LONGITUDINAL; TB MONTAJE TRANSVERSAL BIPOLAR; R MONTAJE REFERENCIAL..... | 30 |
| | |
| TABLA 2. 1: ASIGNACIÓN DE TERMINALES ANALÓGICOS | 69 |
| TABLA 2. 2: ASIGNACIÓN DE TERMINALES DIGITALES..... | 70 |
| TABLA 2. 3: CARACTERÍSTICAS DE LA TARJETA NI-USB 6009..... | 73 |

RESUMEN

El presente proyecto tiene como objetivo el estudio en tiempo, frecuencia y coherencia en frecuencia de las señales electroencefalográficas (*E.E.G.*). Con este objetivo se diseñó e implementó un sistema de seis canales conformado por una etapa de amplificación y filtrado de las señales eléctricas cerebrales, una etapa dedicada a la adquisición de estas señales mediante una DAQ NI-USB 6009 y una PC. También se desarrolló en LabView una HMI acorde a las necesidades de la aplicación.

El software permite el análisis de los seis canales de las ondas cerebrales tanto en tiempo real y diferido. Estos canales pueden ser visualizados en el dominio del tiempo, frecuencia y coherencia en frecuencia, y permite grabar los voltajes de las ondas cerebrales para su posterior análisis en tiempo diferido. Para los tipos de análisis mencionados, se implementa los algoritmos necesarios que permite adquirir las señales cada 3 segundos, que es el tiempo en que se actualizan los datos de la tarjeta de adquisición.

En las pruebas realizadas se observó que en el dominio del tiempo se obtiene amplitudes de voltaje similares a las de un equipo comercial. En las pruebas a sujetos se comprueba que en la zona frontal se presentan picos durante los parpadeos. En las zonas parietal y occipital no existe este inconveniente y es más fácil detectar el ritmo alfa, el mismo que se presenta en estado de relajación.

En el análisis de frecuencia se ratifica que en el estado de relajación y con los ojos cerrados el espectro de potencia se mantiene entre 10 y 12 Hz, característica principal de las ondas alfa.

Finalmente se confirma la coherencia en frecuencia, ya que está presenta picos máximos entre 10 y 12 Hz durante el apareamiento del ritmo alfa, correspondiente al comportamiento del ritmo alfa.

PRESENTACIÓN

En este proyecto se desarrolla un equipo de seis canales para adquirir el EEG, el mismo que permite sensar las ondas cerebrales de ambos hemisferios simultáneamente para observarlas tanto en tiempo real como en tiempo diferido mediante el programa en LabView. Este sistema es explicado en detalle en cinco capítulos.

En el capítulo 1 se realiza una introducción sobre los tipos de ondas cerebrales en diferentes estados del sujeto: en estado de vigilia y en las fases del sueño, también se detalla sobre los tipos de electrodos y del sistema internacional 10/20 para la colocación de electrodos sobre la superficie cerebral y finalmente las técnicas de análisis de señal requeridas: se habla sobre los filtros digitales, las técnicas de análisis espectral y sobre la coherencia en frecuencia de dos señales adquiridas simultáneamente.

En el capítulo 2 se analiza el diseño y construcción del hardware del EEG de seis canales, partiendo del sensado de las señales bioeléctricas del cerebro, seguido del diseño de los amplificadores de instrumentación y filtros analógicos para la disminución del ruido en las señales y la interfaz hacia la PC mediante la tarjeta de adquisición de datos NI-USB 6009, la cual es de fácil instalación y configuración para el usuario.

En el capítulo 3 se realizan los algoritmos necesarios para el tratamiento de las señales EEG de los seis canales mediante el programa LabView. Se parte de la recepción de señales EEG mediante la tarjeta de adquisición de datos; luego, a cada canal se aplican tanto filtros digitales (FIR pasa bandas) y las señales obtenidas se muestran en gráficas en el dominio del tiempo, de la frecuencia y coherencia entre cada par de señales.

En el capítulo 4 se presentan las pruebas efectuadas tanto en hardware como en software que comprueban si los amplificadores de instrumentación y los filtros

realizan de forma correcta su función. Además se indica el registro de EEG de dos sujetos y su análisis.

En el capítulo 5 se termina con las conclusiones y recomendaciones dentro de este proyecto.

CAPÍTULO 1

**FUNDAMENTOS DE LA ELECTROENCEFALOGRAFÍA Y
TÉCNICAS DE ANÁLISIS DE SEÑAL REQUERIDAS**



1.1 INTRODUCCIÓN

En el presente capítulo se realiza un resumen básico de los conceptos fundamentales más importantes para entender cómo funciona el electroencefalograma.

Se realiza también una revisión de los filtros digitales y de las técnicas de análisis espectral y de la coherencia en frecuencia entre dos señales.

1.2 EL ELECTROENCEFALOGRAMA Y LAS ONDAS CEREBRALES

El electroencefalograma (EEG) es una representación gráfica en el dominio del tiempo de la actividad cerebral fluctuante, esta señal se la recoge con electrodos apropiados y colocados en determinadas áreas del cuero cabelludo.

La electroencefalografía mide la actividad eléctrica de la corteza cerebral, es decir, la capa superficial del cerebro llamado córtex.

Las variaciones rítmicas en las ondas cerebrales registradas en el EEG, se deben a que una población grande de neuronas se pone a oscilar coherentemente. La representación del EEG se da en una gráfica cuyos ejes son de amplitud y tiempo. La amplitud de la señal está en el orden de los microvoltios en el eje de las ordenadas y en el eje de las abscisas tenemos el tiempo, que está en segundos.

Las neuronas generan una señal de la misma frecuencia. La presencia de estos ritmos indica actividad cerebral a nivel de millones de neuronas actuando juntas de forma sincronizada. La forma de la señal EEG depende de la edad y del estado de alerta del individuo y es muy marcada durante la niñez.

El registro en tiempo real de la actividad eléctrica cerebral carece de un patrón reproducible, como puede observar en la **figura 1.1**, asemejándose a una señal muy irregular de muy pequeña amplitud, de entre 10-100 μ V.

En un cerebro sano, esta actividad es muy similar en las diferentes regiones del cerebro, por lo que no existirán diferencias apreciables entre las diferentes zonas del córtex, llamadas lóbulos.

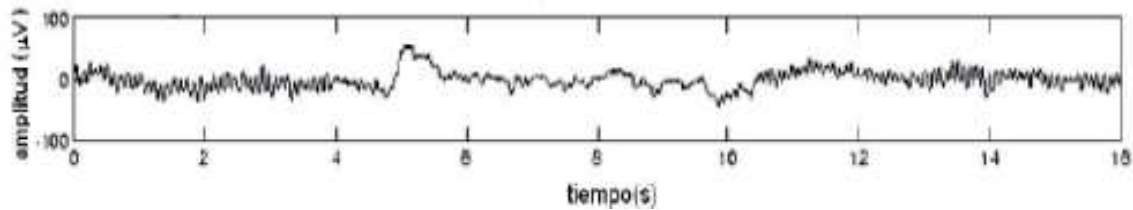


Figura 1. 1: Onda cerebral

1.2.1 Ondas Cerebrales

Las ondas cerebrales pueden ser observadas, mediante la colocación de electrodos en el cuero cabelludo que son conectados a instrumentos específicos capaces de medir y amplificar estos impulsos cerebrales.

Las ondas cerebrales de acuerdo a su frecuencia pueden ser: Alfa, Beta, Theta o Delta. Existe también otro tipo de actividad eléctrica en el cerebro que ocurre cuando éste responde a estímulos externos.

Situaciones propias de la naturaleza o estímulos externos pueden inducir a la persona a entrar en un estado (tipo de onda cerebral), y cada onda se caracteriza por estados neurológicos y fisiológicos diferentes.

El descubrimiento de las ondas cerebrales se debe al psiquiatra alemán, profesor de la Universidad de Viena, Hans Berger, que demostró mediante un aparato amplificador al que llamó electroencefalógrafo, la existencia de impulsos eléctricos en el cerebro humano.

1.2.2 Bandas de Frecuencia de las Ondas Cerebrales

1.2.2.1 Banda Delta

Las ondas delta (**figura 1.2**) son las de menor frecuencia, hasta 3.5 Hz, y las de mayor amplitud, la frecuencia nunca puede ser igual a 0 por que esto indicaría un cerebro muerto sin ninguna actividad mental.



Las ondas delta están presentes en los estados de sueño profundo, en las fases 3 y 4 de sueño. Estas ondas permiten un reacondicionamiento físico y mental.

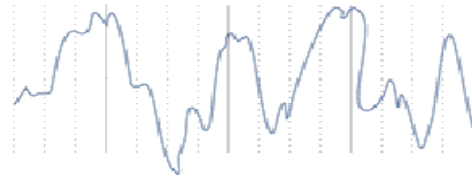


Figura 1. 2: Ondas Delta

1.2.2.2 Banda Theta

Las ondas Theta (**figura 1.3**) oscilan a una frecuencia de 3.5 a 7.5 Hz, estas ondas aparecen en estados de sueño ligero (fases 1 y 2), también están presentes en meditación profunda como yoga o estados hipnóticos, y antes de despertar.

En este estado se desarrollan: la memoria plástica, capacidad de aprendizaje, imaginación, e investigadores afirman que se puede usar el subconsciente para resolver problemas de personalidad.

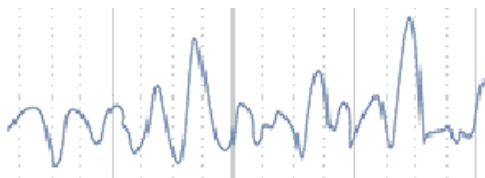


Figura 1. 3: Ondas Theta

1.2.2.3 Banda Alfa

Las ondas alfa (**figura 1.4**) tienen una frecuencia entre 7.5 y 13 Hz, fueron las primeras en ser descubiertas, se dice que representan el límite entre lo inconsciente y consciente.



Las ondas alfa están presentes en estado de relajamiento, por lo que el tener más ondas de este tipo ayuda a disminuir la ansiedad y de esta forma fortalecer el sistema inmune.

Se provocan sentimientos de despreocupación, optimismo y una integración de cuerpo y mente.

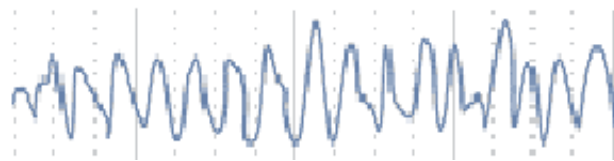


Figura 1. 4: Ondas Alfa

1.2.2.4 Banda Beta

Las ondas beta (**figura 1.5**) son las que tienen la frecuencia más alta, de 13 a 30 Hz aproximadamente. Estas ondas están presentes generalmente cuando las personas se encuentran despiertas, cuando realizan actividades diarias, también en situaciones de alto estrés, cuando es difícil una concentración mental. Cuando se producen estas ondas la mente está completamente hacia el mundo exterior.

Las ondas beta se suelen clasificar en: beta baja o ritmos sensomotores de 12 a 15 Hz, beta media de 15 a 18 Hz, y beta alta de 18 a 30 Hz. Las ondas beta bajas y medias se relacionan con un estado de alerta bajo, con las actividades normales de la persona cuando está despierta; mientras que las ondas Beta altas se relacionan con un estado de alerta máximo, se presentan en estados de enojo, sorpresa e inquietud.

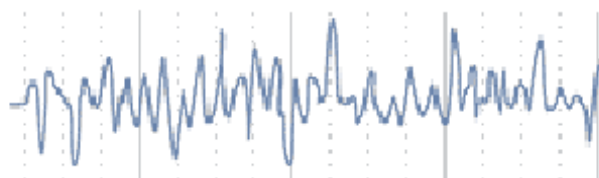


Figura 1. 5: Ondas Beta



1.3 ONDAS CEREBRALES EN LAS FASES DE SUEÑO

1.3.1 El Sueño

El sueño es un proceso vital de reposo que se presenta de forma cíclica y que ayuda a reparar y recuperar al organismo de las actividades realizadas en el día. Se caracteriza por la disminución de la actividad fisiológica y por la pérdida de respuesta a estímulos externos, pero no representa en ningún caso una desaparición de la actividad cerebral.

Entre las características principales presentes en el sueño, se pueden mencionar:

- Disminución de todo tipo de actividad motora.
- Integridad sensorial.
- Reducción de estado de conciencia.
- Pulso y temperatura corporal más bajos.
- Aumento de Relajación.
- Metabolismo más lento.
- Funcionamiento acelerado de algunas hormonas.

1.3.2 Fases de Sueño

En el sueño se presentan dos fases principales: fase No REM (NREM) y fase REM. Esta clasificación se realiza gracias al registro de las ondas cerebrales obtenido mediante dispositivos especializados como: electroencefalogramas (actividad cerebral), electro-oculogramas (actividad ocular), electromiogramas (actividad muscular); el registro de estos parámetros útiles para definir las fases de sueño se denomina polisomnografía.

La fase NREM (No Rapid Eye Movement), también conocida como fase NMOR en español (No Movimientos Oculares Rápidos) o sueño ortodoxo, es la que se presenta en mayor porcentaje en los sueños, aproximadamente un 75%. Esta fase juega un



papel importante en la regeneración orgánica, cerebral, y recuperación de energía. La fase NREM se divide en 4 fases que son: fase I, fase II, fase III y fase IV.

1.3.2.1 Fase I

Es la primera fase en el ciclo del sueño, se le conoce como fase de sueño ligero, el porcentaje que representa es bajo, aproximadamente un 5% y dura pocos minutos. Es una fase superficial y muy poco reparadora ya que es muy fácil despertar de ella, se pueden percibir los estímulos tanto audibles como táctiles, e inclusive responder a estos estímulos mediante movimientos.

En la fase I, como se observa en la **figura 1.6**, el cerebro emite ondas alfa que van desapareciendo, mientras que aumenta la presencia de ondas theta.

Se presentan características como: disminución del tono muscular y movimientos oculares lentos.

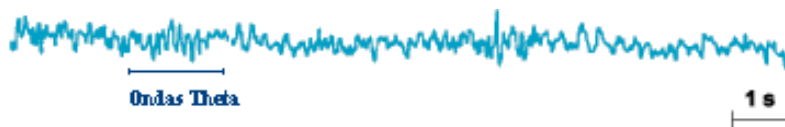


Figura 1. 6: Fase I de sueño

1.3.2.2 Fase II

La fase II se encuentra en porcentaje mayoritario en el ciclo del sueño, aproximadamente un 50 %, es un sueño un poco más reparador que el de la fase I.

Esta fase tiene ciertas particularidades, aquí se pueden encontrar los denominados husos o trenes de sueño y los complejos k. Los husos son pequeñas aceleraciones sinusoidales que se presentan a una frecuencia basal es decir de 12 a 14 Hz (actividad beta); los complejos k son en cambio ondas lentas bifásicas de gran amplitud que se presentan cuando se producen estímulos en la persona.



Como se aprecia en la **figura 1.7**, las ondas theta están presentes en forma mayoritaria, aunque existen algunas ondas delta.

Se presentan características como: bloqueo de las entradas sensoriales, desconexión con el exterior, tono muscular menor que en la fase I y ausencia de movimientos oculares.

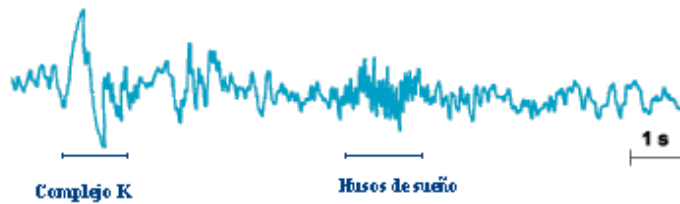


Figura 1. 7: Fase II de sueño

1.3.2.3 Fase III

La fase III es un estado de sueño profundo, es reparador, dura de 2 a 3 minutos en cada ciclo. En esta fase (**figura 1.8**) la actividad cerebral es delta con presencia no muy significativa de ondas theta, también pueden presentarse husos del sueño.

Las características presentes en fase III son: bloqueo sensorial intensificado, sueño con mayor profundidad, tono muscular menor que en la fase II y ausencia de movimientos oculares.

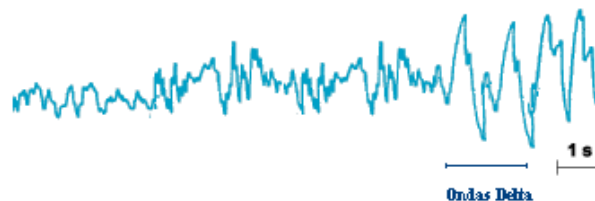


Figura 1. 8: Fase III de sueño



1.3.2.4 Fase IV

La fase IV junto a la fase III representan un 20% del ciclo del sueño (tanto la fase III como la IV suelen llamarse en conjunto como sueño delta o sueño profundo), en la fase IV el sueño es profundo y restaurador tanto física como psíquicamente, y con una duración aproximada de 20 minutos. Existe la aparición en ocasiones de sueños en forma de imágenes, figuras o de historia en forma abstracta, contienen representaciones de la vida cotidiana; cuando la persona se despierta en esta fase no puede recordar sus ensueños.

Como se observa en la **figura 1.9**, la actividad cerebral es predominantemente delta. Las características presentes son: tono muscular muy reducido y ausencia de movimientos oculares

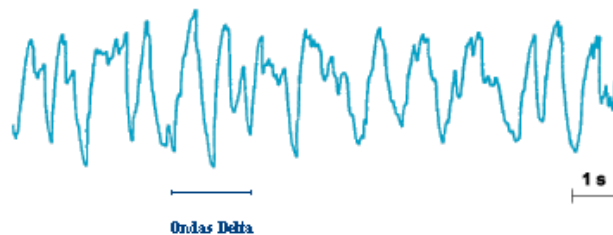


Figura 1. 9: Fase IV de sueño

1.3.2.5 Fase REM

La fase REM (Rapid Eye Movement) también conocida como fase MOR en español (Movimientos Oculares Rápidos) o sueño paradójico o de sincronizado (D), representa aproximadamente un 25% del total del ciclo de sueño, esto depende en su mayor parte de la edad de la persona, mientras menor edad el porcentaje es mayor. Se dice que esta fase tiene una misión de mayor complejidad que la fase NREM, ya que permite la regeneración de procesos mentales, reorganización neuronal, consolidación y almacenamiento de recuerdos. Se le conoce como sueño paradójico ya que la actividad neuronal es un tanto semejante a cuando la persona está despierta, con la diferencia de que esta actividad no es provocada por estímulos externos, sino por los ensueños que se producen.



La fase REM empieza 90 minutos después de que la persona inicia el sueño, y en cada ciclo su duración es mayor llegando a alcanzar un máximo de 30 minutos. La profundidad del sueño en esta fase es similar al de la fase II. En la fase REM se presentan los ensueños en forma de narración, son generalmente largos y no relacionados con la vida normal, si la persona despierta en esta fase puede recordar sus ensueños.

Aparecen ondas en forma de dientes de sierra que están asociadas a los movimientos oculares, constituidas por trenes de ondas de aproximadamente 4 Hz. En estado REM, la actividad cerebral es en su mayoría theta de baja amplitud con la presencia de pequeñas ráfagas de ondas beta (**figura 1.10**).

Cuando la persona se encuentra en el sueño REM se presentan algunas características como: aumento o disminución de frecuencia cardíaca, hipertensión, ausencia de tono muscular, movimientos oculares, aumento de temperatura.



Figura 1. 10: Fase REM de sueño

En la **tabla 1.1** se presenta un resumen de las características principales de las fases presentes en el sueño.



| FASE | TIPO DE ONDA | CARACTERÍSTICA PRINCIPAL | PORCENTAJE DEL SUEÑO (en adulto) |
|----------|---|--|----------------------------------|
| Fase I | Desaparición de Alfa y aparición de Theta | Transición del estado despierto al sueño | 5% |
| Fase II | Theta, husos de sueño y complejos k | Sueño superficial | 50% |
| Fase III | Delta | Sueño profundo | 20% |
| Fase IV | Delta | Sueño profundo | |
| Fase REM | Actividad rápida, ondas en forma de dientes de sierra | Sueño de movimientos oculares rápidos | 25% |

Tabla 1. 1: Fases del Sueño

1.3.3 Ciclo de Sueño

El sueño es el proceso que inicia cuando una persona empieza a dormir y finaliza cuando se despierta. Empieza con las ondas beta al estar en vigilia, mediante el relajamiento se producen ondas alfa, que se transforman en theta al dormirse y en delta en el sueño más profundo, para luego dar inicio a la Fase REM.

El proceso del sueño es cíclico y se presenta de 4 a 5 veces en una noche con una duración de 70 a 120 minutos, al inicio predomina la fase NREM, pero los períodos de la fase REM se van incrementando con el tiempo haciéndose cada vez más largos, también se presentan periodos cortos de vigilia que no se suelen recordar.

El primer ciclo de sueño va desde la primera Fase hasta la fase REM, los ciclos que le siguen van desde el final de la fase REM precedente hasta el final de la fase REM siguiente. La Fase REM generalmente se sitúa entre la Fase I y la Fase II, pero también puede presentarse en algunas ocasiones luego de otras fases.



Las características del ciclo del sueño van cambiando de acuerdo a la edad, en los adultos se presenta un aumento de estados de vigilia y fase 1 mientras que existe una disminución de fases III, IV y REM; mientras que en los niños existe un mayor porcentaje de fase REM.

El ciclo del sueño se puede representar mediante un hipnograma, aquí se muestran los estados del sueño en función del tiempo. En la **figura 1.11** se pueden observar varios hipnogramas, y las características del sueño dependiendo de la edad.

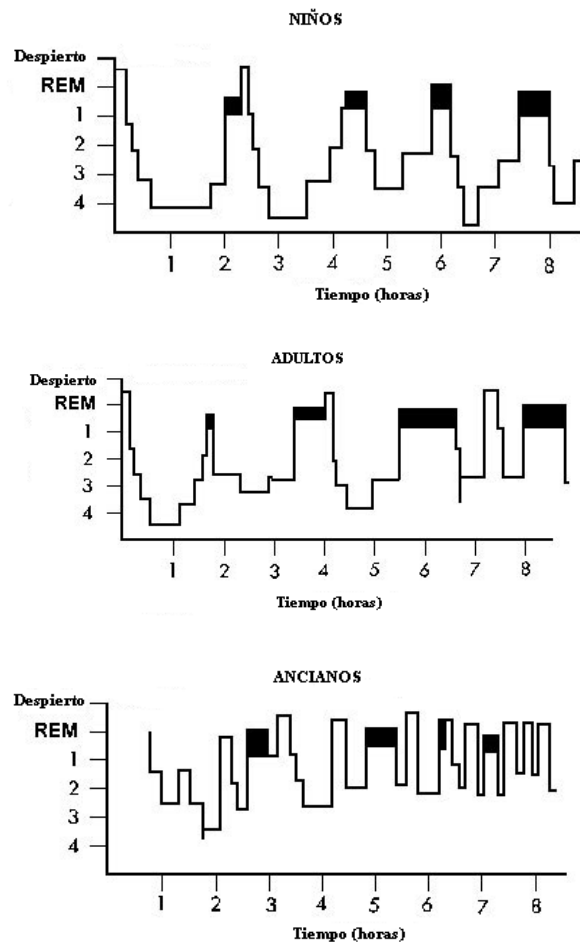


Figura 1. 11: Hipnogramas



1.4 ELECTRODOS PARA ELECTROENCEFALOGRAFÍA

Técnicamente la actividad bioeléctrica cerebral es captada a nivel del cuero cabelludo por los electrodos, luego es amplificada y, finalmente registrada. Los electrodos deben ser diseñados y construidos de tal manera que permitan registrar la actividad eléctrica en forma eficiente y con el mínimo de distorsión. En fisiología, las características de lo que se va a registrar y su situación anatómica determinan el tipo de electrodos a utilizar y éstos, a su vez, el tipo de circuito amplificador que se necesitan.

Aunque los electrodos pueden ser de tamaño, forma y material distintos, y aplicados sobre el cuero cabelludo por diferentes medios, deben tenerse en cuenta algunos principios generales en su diseño y uso.

Lo importante es resaltar, que de nada sirve tener dispositivos de amplificación avanzados y den gran potencia, si de todos modos la señal va a llegar con distorsión desde los electrodos, es decir antes de llegar a los amplificadores.

1.4.1 PROPIEDADES DE LOS ELECTRODOS

Cuando se introduce un metal en una solución se produce una diferencia de potencial entre el metal y la solución. En esta etapa se realizan dos procesos electroquímicos de descarga de iones del metal hacia la solución. Cuando los iones que se separan del metal del electrodo superan a los que retornan, se producen un exceso de electrones en el metal. En este proceso se alcanza un equilibrio y es entonces cuando el electrodo muestra su potencial, que puede definirse como la diferencia de potencial entre el metal y el volumen de la solución. Cualquier tipo de electrodo, tendrá su propio potencial que depende del metal con el que se halla construido.

1.4.2 TIPOS DE ELECTRODOS

Existen varios tipos de electrodos según la forma en que se obtiene el registro:

Superficiales, de aplicación sobre el cuero cabelludo;



Especiales (Basales), aplicables en la base del cráneo sin necesitar procedimiento quirúrgico, y Neuroquirúrgicos.

Estas tres formas de capturar la señal bioeléctrica hacen que el registro tenga diferente nombre, si se utilizan electrodos de superficie o basales, el gráfico resultante se llama electroencefalograma; cuando se usan electrodos quirúrgicos, electrocorticograma; y cuando se emplea electrodos profundos se llama estereo electroencefalograma.

1.4.2.1 Electrodo de superficie

En electroencefalografía se utilizan electrodos que además de las características mencionadas, deben poseer las siguientes características: fácil y de rápida colocación y remoción, indoloros y permanecen por un tiempo prolongado en la misma posición sin dificultades. Para tales fines se ha diseñado varios tipos de electrodos, que en términos generales se pueden dividir en tres clases: adhesivos, de contacto y de aguja. La resistencia de cualquier de estos ya aplicado sobre el cuero cabelludo no debe ser mayor a $10K\Omega$ y no debe de producir interferencia durante el registro.

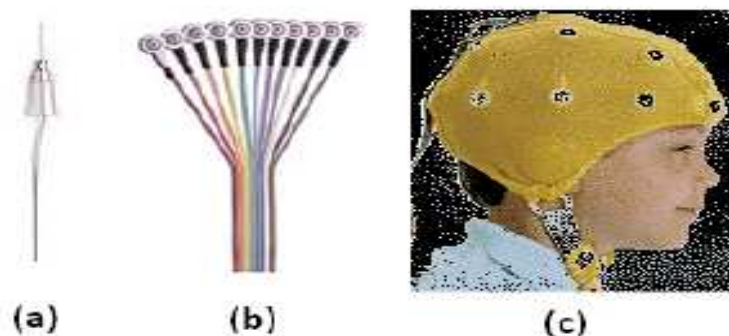


Figura 1. 12: Electrodo de superficie

1.4.2.2 Electrodo basales (especiales)

Los anteriores tipos de electrodos mencionados, registran la actividad eléctrica del cerebro sólo a nivel de la convexidad del cráneo. Sin embargo, queda por explorar la cara interna del hemisferio cerebral y su base. La cara interna del cerebro es



imposible de explorar sin embargo, la parte basal tiene vías de acceso que permiten su exploración con electrodos especialmente diseñados para ello. De esta manera se han introducido electrodos especiales, como el faríngeo, el esfenoidal y el timpánico, que se denominan genéricamente “electrodos basales” porque exploran la base de los lóbulos frontales y temporales del cerebro.



Figura 1. 13: Electrodo basal faríngeo

1.4.2.3 Electrodo neuroquirúrgico

Pueden ser duros, corticales o intracerebrales, y son utilizados a la hora de las intervenciones quirúrgicas.

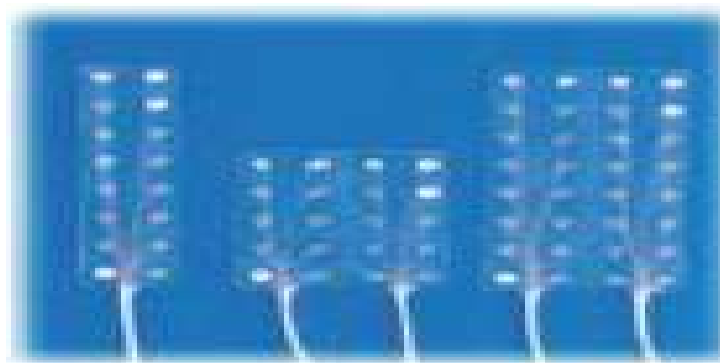


Figura 1. 14: Electrodo Neuroquirúrgico

1.4.2.4 Electrodo utilizados en el proyecto

Los electrodos para la captación de las señales del EEG deben ser capaces de generar suficiente potencial que permita el procesamiento de la señal adquirida, en la



tabla 1.2 se muestra los potenciales de los electrodos de diferentes tipos de materiales.

| Material del electrodo | Potencial del electrodo (Volts) |
|------------------------|---------------------------------|
| Aluminio+++/Aluminio | -1,66 |
| Titanio++/Titanio | -1,63 |
| Cromio+++/Cromio | -0,7 |
| Hierro+++/Hierro | -0,44 |
| Níquel++/Níquel | -0,14 |
| Plomo++/Plomo | -0,13 |
| Hidrógeno+/Hidrogeno | 0 |
| Cobre++/Cobre | +0,34 |
| Cobre+/Cobre | +0,52 |
| Plata+/Plata | +0,80 |
| Platino++/platino | +1,2 |
| Oro+/oro | +1,7 |

Tabla 1. 2: Tabla de potenciales en electrodos de distintos materiales

Para la selección adecuada de los electrodos en la obtención de la señal eléctrica del cerebro se debe buscar un electrodo con las siguientes características:

- Optima conductividad eléctrica
- Despreciable Impedancia de polarización: Se busca que en las variaciones, las propiedades del sensor sean lineales.
- Los electrodos deben ser diseñados y contruidos de tal manera que permitan registrar la actividad eléctrica en forma eficiente y con el mínimo grado de interferencia.

En la **figura 1.15** se tiene a los electrodos de alta calidad de registro y de larga vida útil, cada electrodo está fabricado de plata pura y con los mejores materiales en el proceso de fabricación manual.



Figura 1. 15: Electrodo para sensar la señal bioeléctrica

Pasta Ten 20

La pasta conductora permite realizar el acoplamiento de impedancias entre la piel y el electrodo para tener una buena adquisición de las ondas cerebrales, permite una mejor adherencia entre los electrodos y la corteza cerebral y ayuda a minimizar el ruido transitorio causado por las pérdidas de contacto entre el electrodo y la piel.

La pasta conductora TEN20, para estudios de electroencefalografía (EEG) tiene la característica de que puede adherir los electrodos al cuero cabelludo sin necesidad de usar una gorra o un casco, aunque en algunos sitios de la corteza cerebral es necesario un gorro para la sujeción de los electrodos.

Para este caso debido a que debemos captar las señales cerebrales en la zona frontal, parietal y occipital es necesario, para una mayor conductividad y adherencia tanto a la piel como al cuero cabelludo, utilizar la pasta ten 20 que nos ofrece excelentes resultados.

En la **figura 1.16** se tiene la presentación de la pasta Ten 20 que está desarrollada y producida con la combinación exacta de las características cohesivas y adhesivas necesarias para la obtención de un buen registro de las señales cerebrales. Sus propiedades físicas y químicas controladas en laboratorio y el empaquetado controlado, dan como resultado un producto de alta calidad, además es completamente soluble en agua.



Figura 1. 16: Pasta para el contacto piel-electrodo

1.5 SISTEMA DE UBICACIÓN DE ELECTRODOS

1.5.1 SISTEMA INTERNACIONAL 10-20

El sistema internacional 10-20, es un método internacionalmente aprobado para describir la ubicación de electrodos sobre el cuero cabelludo para el registro del EEG. Este método fue desarrollado para asegurar la reproductibilidad estandarizada de modo que los estudios puedan ser entre uno y otro equipo. Este sistema está basado en la relación entre la posición (ubicación) de un electrodo y el área subyacente de corteza cerebral.

El 10 se refiere al hecho que las distancias reales entre electrodos adyacentes son el 10% y el 20 se refiere al 20% de la distancia total delantera trasera o derecha izquierda del cráneo.

Cada sitio tiene una letra para identificar el lóbulo y un número para identificar la posición (ubicación) del hemisferio. Las letras: F, T, C, P y la O significan: Frontal, Temporal, Central, Parietal y Occipital respectivamente. Además la z se refiere a un electrodo colocado sobre el mediano, incluso los números (2, 4, 6, 8) se refiere a posiciones de electrodo sobre el hemisferio derecho, mientras que números impares (1, 3, 5, 7) se refiere a aquellos sobre el hemisferio izquierdo.

Dos señales anatómicas se utilizan para la colocación esencial de los electrodos EEG: primero, el nasión que es el punto entre la frente y la nariz; segundo, el anión



que es el punto más bajo del cráneo de la espalda de la cabeza y normalmente es indicado por un hueso prominente.

El procedimiento a seguir con este método es el siguiente:

- Se mide la distancia entre el nasión y el anión pasando por el vértex. El 10% de esta distancia sobre el nasión se ubica el punto Fp (Frontal Polar). El 10% de esta distancia sobre el inión se ubica el punto O (occipital) (**figura 1.17**).

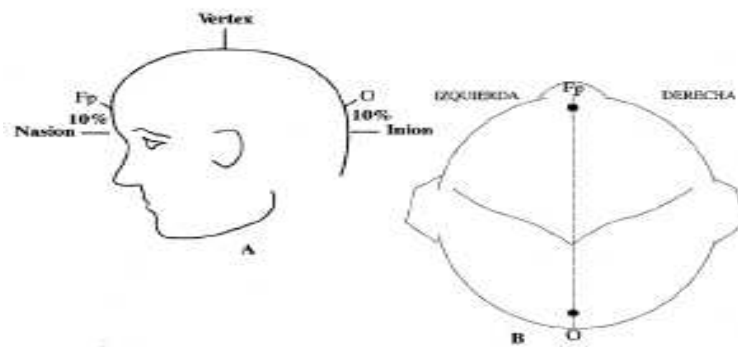


Figura 1. 17: Punto frontal polar (Fp); punto occipital (O)

- Entre los puntos Fp y O se sitúan otros tres puntos espaciados a intervalos iguales (el 20% de la distancia nasión-inión). Estos tres puntos son, de delante hacia atrás, el Fz (Frontal) el Cz (Central o Vértex) y el Pz (Parietal) (**figura 1.18**)

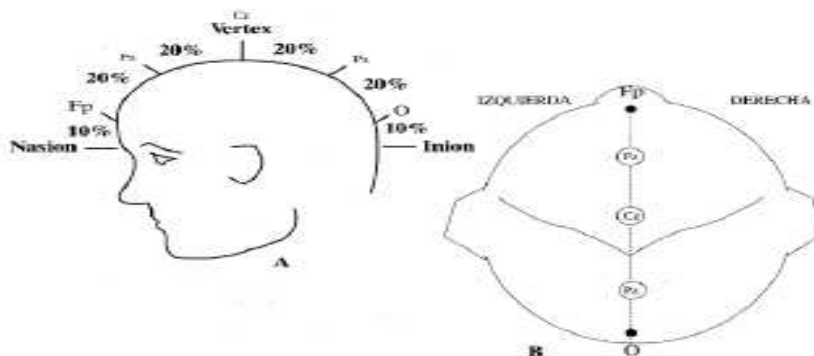


Figura 1. 18: Fz punto frontal; Cz punto central; Pz punto parietal



- Se mide la distancia entre los puntos pre auriculares (situados delante del pabellón de la oreja) pasando por el vértex (Cz). El 10% de esta distancia marca la posición de los puntos temporales mediales, T3 (izquierda) y T4 (derecha) (**figura 1.19**).

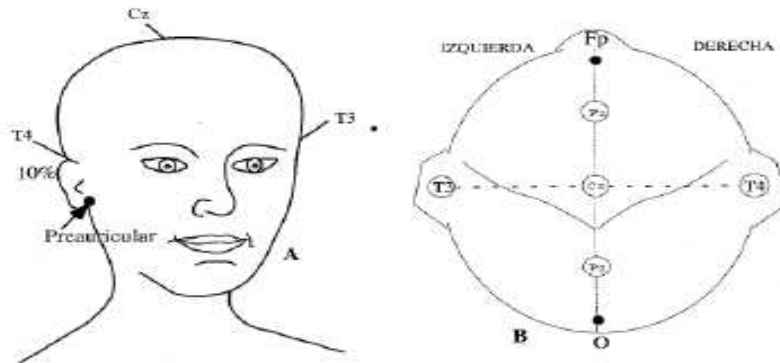


Figura 1. 19: Medición corona lateral. Electrodo T3 y T4

- Un 20% de la medida por encima de los puntos temporales medios se colocan los electrodos C3 (izquierdos) y C4 (derecha). El vértex es ahora el punto de intersección entre la línea antero posterior y la línea coronal lateral (**figura 1.20**)

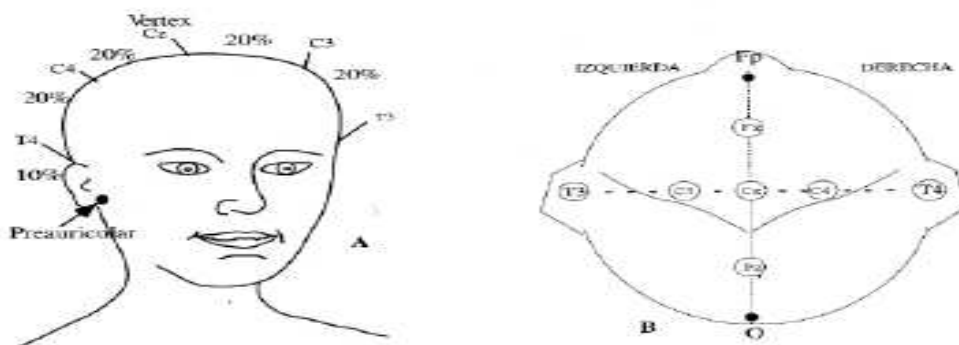


Figura 1. 20: Electrodos C3 y C4

- Los electrodos F3 y F4 (izquierda y derecha respectivamente) están situados de forma equidistante entre el punto frontal medio (Fz) y la línea de electrodos temporales (**figura 1.21**).

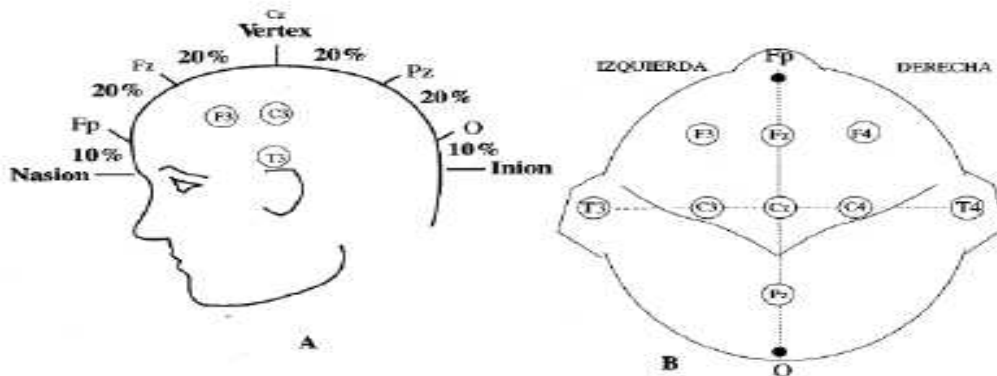


Figura 1. 21: Electrodo F3 y F4

- Los electrodos P3 y P4 (izquierda y derecha respectivamente) equidistan entre el punto Pz medio y la línea de los electrodos temporales (**figura 1.22**).

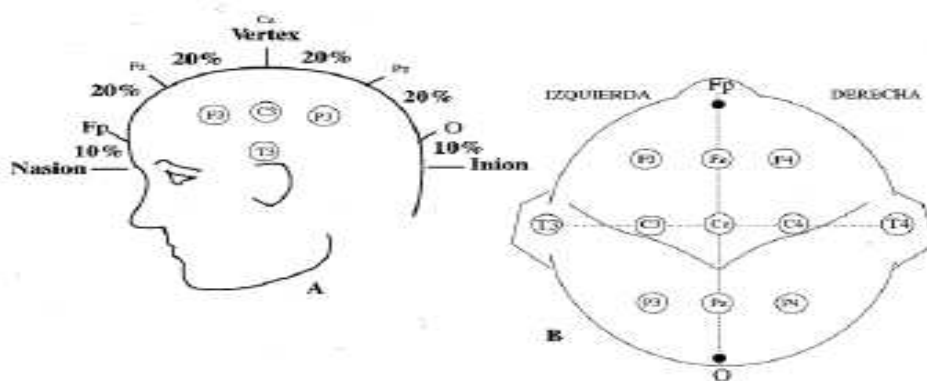


Figura 1. 22: Ubicación de los electrodos P3 y P4

- Se mide la distancia entre el punto medio Fp y el punto medio O a través de T3. El 10% de esta distancia a través de Fp corresponde a los electrodos FP1 y FP2. El 10% de esta distancia a través de O corresponde a los electrodos O1 y O2.
- El electrodo F7 y F8 se sitúan en el punto medio entre Fp1 y T3, y Fp2 y T4.
- El electrodo T5 y T6 se sitúan en la línea media entre T3 O1, y T4 y O2. (**figura 1.23**).

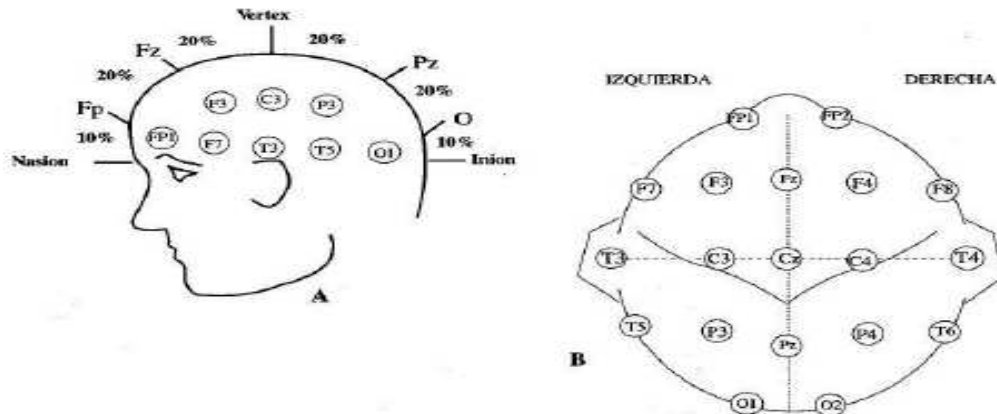


Figura 1. 23: Ubicación de los electrodos F7, F8, T5, T6, FP1, FP2, O1 y O2

- A un 10% de los temporales T3 y T4 se sitúan los electrodos auriculares A1 y A2 respectivamente (figura 1.24).

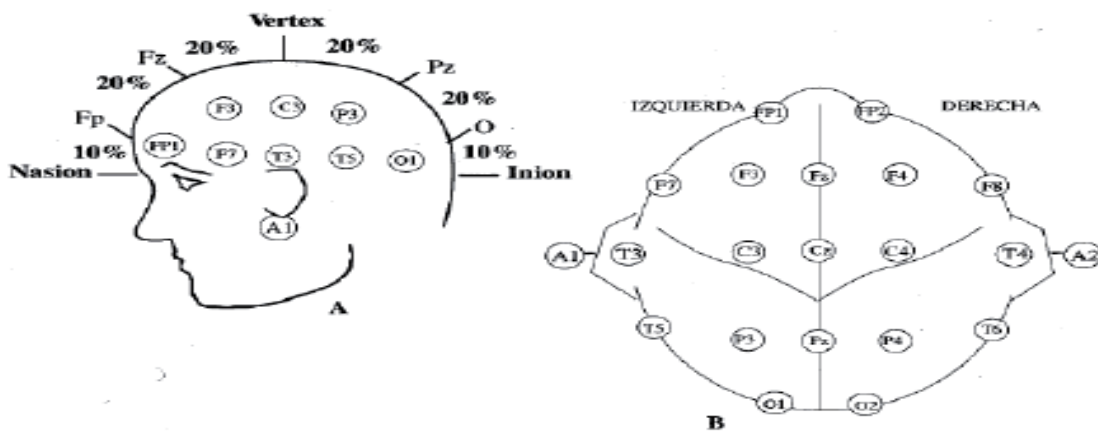


Figura 1. 24: Colocación de los electrodos A1 y A2

1.5.2 MONTAJES DE LOS ELECTRODOS DEL EEG

1.5.2.1 Campos de Potencial

La suma de los potenciales de una red neuronal genera corrientes eléctricas que fluyen alrededor de las células y hacia el interior de las mismas. El flujo de corriente crea un campo que se difunde desde el origen del fenómeno eléctrico, el efecto de éste disminuye a medida que aumenta la distancia desde su origen. Esto quiere decir



que los fenómenos que dan lugar a un voltaje máximo en un electrodo concreto también influyen en los electrodos adyacentes, pero en un grado cada vez menor a medida que el potencial se aleja de su punto de origen. La **figura 1.25** ilustra un potencial negativo máximo de $100\mu\text{V}$ en F8. El campo se difunde hasta afectar a T4 con un potencial de inferior de $70\mu\text{V}$ y después a Fp2 y T6 con $30\mu\text{V}$. El fondo no aparece afectado por los potenciales de $20\mu\text{V}$ de promedio.

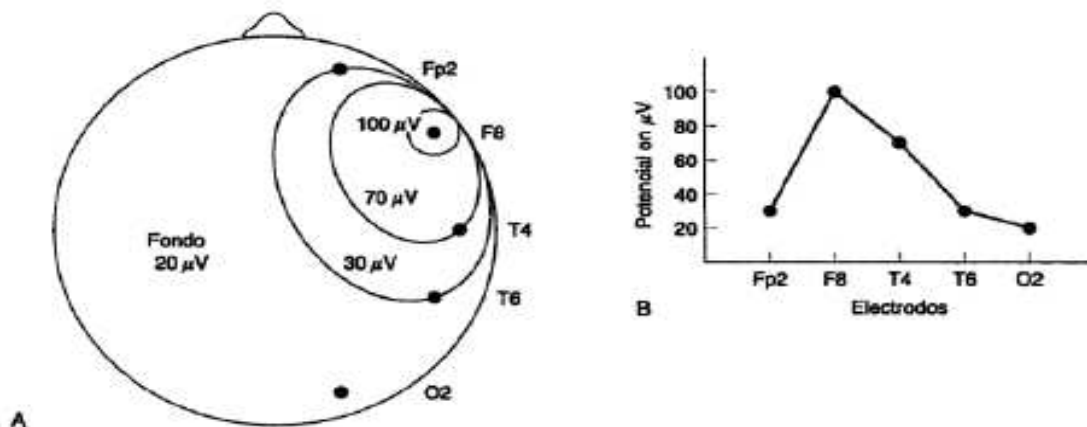


Figura 1. 25: Un posible campo de potencial F8

1.5.2.2 Tipos de Montaje de los Electrodo

Una vez colocado los electrodos de acuerdo al sistema indicado anteriormente (según sistema diez-veinte en este caso). Cabe recalcar que cada electrodo es un punto de registro y para poder generar una diferencia de potencial necesita de dos terminales, una de registro y otra de referencia. Es en este momento se elige entre dos tipos de registros, el mono polar y el bipolar. Esta decisión se toma dependiendo de la cantidad de canales disponibles y de las necesidades de quien realiza el estudio para efectuar un diagnóstico.

Registro Unipolar

En este registro se considera la señal de cada uno de los electrodos independientemente de la señal de los demás en esta situación el electrodo que



registra se llama electrodo activo y el otro electrodo es llamado “electrodo de referencia”.

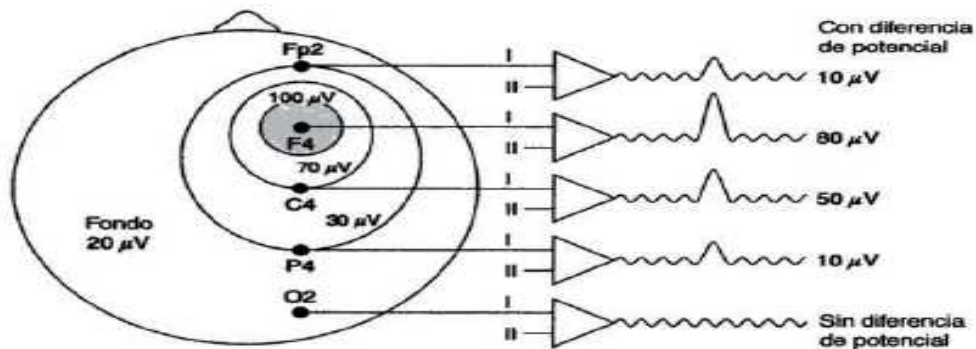


Figura 1. 26: Registro Unipolar

Teóricamente el electrodo de referencia debe estar a 0V, pero en la práctica el electrodo se encuentra próximo a este valor, si se coloca el electrodo de referencia en el lóbulo de la oreja, en el mentón o en el mastoides.

Otro método para obtener un electrodo referencial es reunir todos los demás electrodos entre sí, cuyo resultado será un punto con un potencial igual a la suma de los potenciales de cada uno de los demás electrodos. Posiblemente esta suma será cero con lo que se obtendrá el punto que buscamos, sin embargo con esto podemos observar que esto solo nos permitirá registrar el potencial de un electrodo a la vez, ya que todos los demás estarían cortocircuitados entre sí.

Para evitar este problema se introdujo un sistema llamado “Wilson”, el cual indica que la interconexión entre todos los electrodos debe realizarse a través de resistencias de valor moderadamente bajo (entre 1 y 1.5 MΩ). De esta forma podemos obtener tantos pares activo-referencial como se desee, siempre limitados por el número de canales del equipo. A continuación se muestra el Método de Wilson:

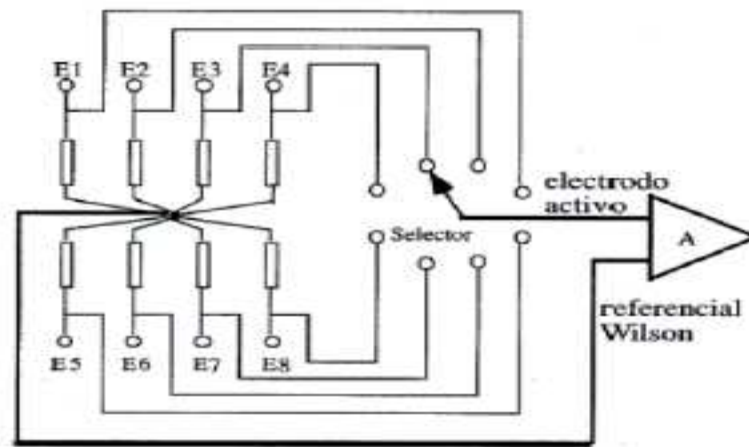


Figura 1. 27: Esquema del sistema Wilson en el registro de EEG (E1 – E8 electrodos)

Existen otras formas de referencia diferentes que tienen como principal objetivo atenuar señales que no se desean en el registro de EEG.

Por ejemplo en los registros referenciales es muy común que se introduzcan interferencias por la señal electrocardiográfica y para atenuarla se colocan dos o más electrodos en áreas próximas al corazón y se unen entre sí. De esta forma se cortocircuita la señal electrocardiográfica con lo que esta se atenúa en gran manera.

Registro bipolar

En el registro bipolar o amplificación diferencial de las señales procedentes de dos electrodos activos son conducidas hasta el amplificador, por la que se determina la diferencia de potencial entre ambas. En este caso, cualquier señal que influye en ambos electrodos de manera idéntica (red de 60hz, interferencias) da lugar a una diferencia de potencial nula y, por tanto, no aparece mostrada, o en todo caso muy reducida. Este fenómeno se denomina cancelación en fase.

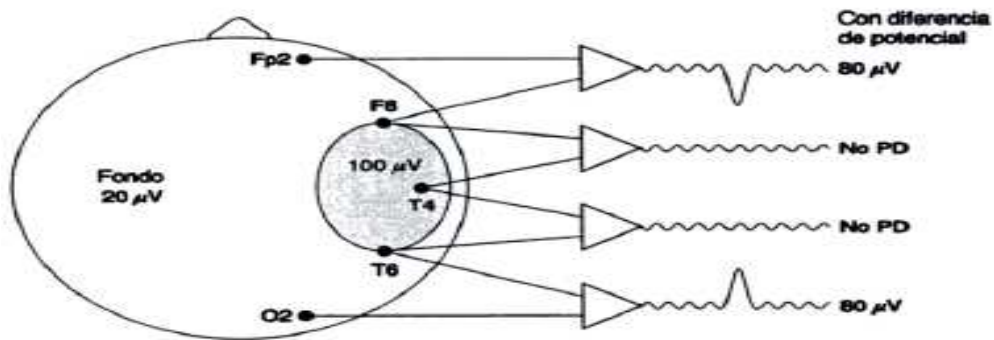


Figura 1. 28: Registro bipolar

Los montajes también han sido clasificados por la Federación Internacional de EEG y Neurofisiología en Longitudinales y Transversales.

En los Montajes Longitudinales se registra la actividad de pares de electrodos dispuestos en sentido antero posterior de cada mitad del cráneo. En los montajes Transversales se realizan registros de pares de electrodos dispuestos transversalmente según los planos sagitales anterior, medio o posterior. Ambos montajes se muestran en la siguiente **figura 1.29**.

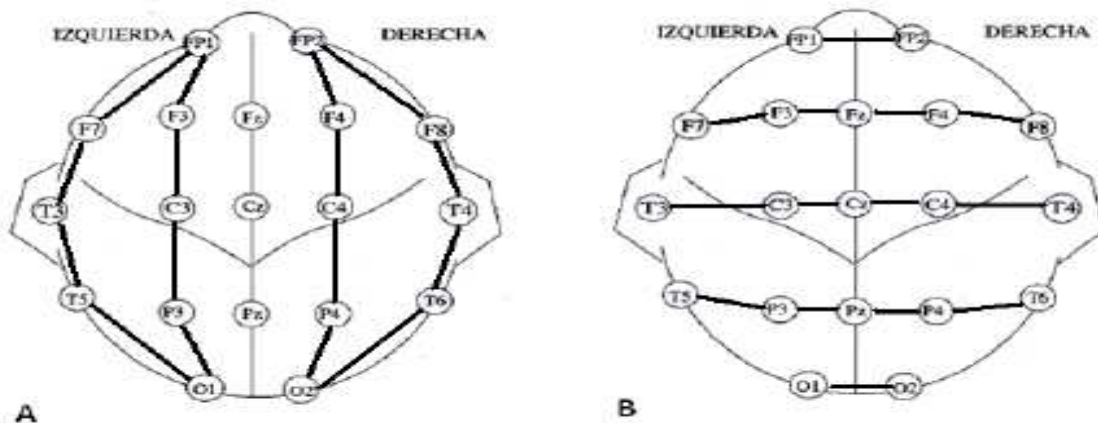


Figura 1. 29: (A) Montaje longitudinal; (B) Montaje Transversal

Los 16 canales recomendados por la “American Electroencephalographic Society” (1986) para cada uno de los tipos de montajes utilizados en adultos están representados en la **tabla 1.3** Los canales adicionales pueden utilizarse para



registrar otras funciones biológicas como ECG, movimientos oculares, respiración, EMG, etc.

| Canales | LB | TB | R |
|---------|--------|---------|--------|
| 1 | FP1-F3 | FP1-FP2 | FP1-A1 |
| 2 | F3-C3 | F7-F3 | FP2-A2 |
| 3 | C3-P3 | F3-Fz | F3-A1 |
| 4 | P3-O1 | Fz-F4 | F4-A2 |
| 5 | FP2-F4 | F4-F8 | C3-A1 |
| 6 | F4-C4 | A1-T3 | C4-A2 |
| 7 | C4-P4 | T3-C3 | P3-A1 |
| 8 | P4-O2 | C3-Cz | P4-A2 |
| 9 | FP1-F7 | Cz-C4 | O1-A1 |
| 10 | F7-T3 | C4-T4 | O2-A2 |
| 11 | T3-T5 | T4-A2 | F7-A1 |
| 12 | T5-O1 | T5-P3 | F8-A2 |
| 13 | FP2-F8 | P3-Fz | T3-A1 |
| 14 | F8-T4 | Pz-P4 | T4-A2 |
| 15 | T4-T6 | P4-T6 | T5-A1 |
| 16 | T6-O2 | O1-O2 | T6-A2 |

Tabla 1. 3: LB Montaje Longitudinal; TB Montaje Transversal bipolar; R Montaje referencial

1.5.2.3 Montaje de los Electrodoos con el Método 10/20

Para la selección del montaje de los electrodoos, se debe tomar en consideración ciertas características como la cantidad de canales disponibles (en este proyecto seis canales) para efectuar un análisis acertado de dichas señales.

El montaje más utilizado es el sistema 10/20, que al tener solamente seis canales se colocan de la siguiente manera:

- 1 electrodo de referencia colocado detrás del oído derecho (A1)
- 1 electrodo de tierra colocado detrás del oído izquierdo (A2)



- electrodos colocados en el lóbulo frontal, uno en el lado derecho y otro en el lado izquierdo (FP1 y FP2)
- electrodos colocados en el lóbulo parietal, uno en el lado derecho y otro en el lado izquierdo (C1 Y C2)
- electrodos colocados en el lóbulo occipital, uno en el lado derecho y otro en el lado izquierdo (O1 Y O2)

A continuación en la **figura 1.30**, se muestra la colocación de los electrodos.

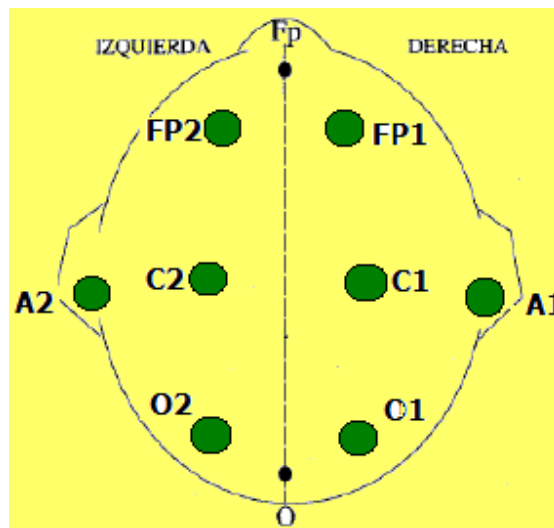


Figura 1. 30: Colocación de Electrodos

1.6 TÉCNICAS DE ANÁLISIS APLICADAS A LAS SEÑALES DEL EEG

No es el objetivo de este apartado analizar en profundidad cada uno de los métodos desarrollados para el análisis de cada una de las ondas del electroencefalograma, pues son muchos y complicados, pudiendo llegar a resultar tedioso para el lector y se alejaría del objetivo principal de este capítulo de aportar una visión general del sistema actual para comprender las bases en las que se apoya este proyecto. Así, sólo indicaremos el fundamento de los algoritmos implementados, que permiten la visualización de las señales en el dominio del tiempo, la estimación del espectro de potencias y la estimación de la coherencia en frecuencia



1.6.1 VISUALIZACIÓN DE LA ONDA CEREBRAL

El electroencefalograma (EEG) es una representación gráfica en tiempo real de la actividad cerebral fluctuante. Visualiza las ondas cerebrales cotidianas y además, mediante métodos de estimulación como relajación, sueño y vigilia, se puede obtener las diferentes formas de onda y las frecuencias a las que se activan y desactivan, además, se puede realizar una exploración neurofisiológica que se basa en el registro de la actividad bioeléctrica cerebral en condiciones basales de reposo, en vigilia o sueño, y durante diversas activaciones.

Se procedió a diseñar y construir un equipo cuya parte de hardware consta de un amplificador de instrumentación una etapa de filtrado, filtro activo pasa bajas de tercer orden de tipo butterworth y frecuencia de corte 35 Hz, el cual sirve como filtro anti-aliasing, previo al empleo del equipo de adquisición. En la parte del software, se empleó LabView para la lectura de datos desde el puerto USB, mediante la tarjeta de adquisición de datos NI-USB 6009 la cual permite la visualización de las ondas y su grabación cada t segundos en ficheros planos para su posterior análisis en tiempo diferido.

El sistema final de monitorización permite ver en tiempo real el comportamiento de las ondas cerebrales y también almacenar dichas señales.

1.6.2 FILTROS DIGITALES EMPLEADOS

Las señales de EEG recogidas en los 6 canales, fueron muestreados a una frecuencia de 500 Hz y filtradas con un filtro pasa banda tipo FIR, entre 2 y 35 Hz, pero estas frecuencias pueden ser modificadas en el software según la necesidad, ya que el EEG en la banda entre 0.1 Hz y 4 Hz solamente están presentes en fases de sueño profundo y por otro lado es muy sensible a artefactos de movimiento.

La utilización de filtros digitales para el procesamiento de señales y eliminación de ruido, son muy útiles debido a su gran facilidad de manejo, no necesitan modificaciones en hardware ya que únicamente se implementan con un software apropiado en este caso con LabView.



Los filtros digitales son sistemas que tienen como entrada una señal continua o discreta y en su salida obtienen una señal discreta, pudiendo haber cambiado en amplitud, frecuencia o fase dependiendo de las características del filtro digital que se haya diseñado.

Los filtros digitales se utilizan en el procesamiento de señales para eliminar partes no deseadas, como el ruido o también permitir el paso de un cierto rango de frecuencias de la señal a procesar. A continuación en la **figura 1.31** se muestra un diagrama básico de un filtro digital utilizado para filtrar una señal.



Figura 1. 31: Diagrama básico de un filtro digital

A diferencia de un filtro analógico que se introduce directamente las magnitudes físicas de un sistema ya sea de voltaje o corriente, y mediante resistencias, capacitores e inductancias, se eliminarán las señales no deseadas; mientras tanto en un filtro digital se emplea un procesador que efectúa las operaciones necesarias a los valores que una señal que ha sido digitalizada, este procesador puede ser una PC, como en este proyecto.

1.6.2.1 Filtro de Media Móvil

La salida de este filtro se designa por μ [1], que se calcula la media entre dos muestras consecutivas de la señal EEG, por tanto de cada señal se reciben N



muestras, y al promediar sucesivamente dos muestras consecutivas se obtiene, a la salida del filtro $N/2$ muestras. A continuación se muestra la fórmula para este filtro:

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x_i = \frac{x_0 + x_1 + x_2 + \dots + x_{N-1}}{N} \quad \text{Ec. 3.1}$$

La ecuación 3.1 suma los valores de varias muestras, divide para el número de muestras y devolverá a la salida del promedio, para este caso N valdrá 2 por lo tanto la ecuación 3.1 se reduce a la ecuación 3.2

$$\mu = \frac{1}{2} \sum_{i=0}^{2-1} x_i = \frac{x_0 + x_1}{2} \quad \text{Ec 3.2}$$

La clasificación de los filtros digitales se la realiza mediante la respuesta al impulso que presentan ambos sistemas siendo así, una respuesta finita para el FIR e infinita para el IIR. A continuación se detallan las características y propiedades de cada uno de ellos.

1.6.2.2 Filtro IIR

En este tipo de filtro digital tiene la característica que si la entrada es una señal impulso, la salida tendrá un número infinito de términos no nulos, es decir, nunca vuelve al reposo, por lo que ante esta señal de entrada este filtro puede llegar a ser inestable. Para obtener la salida se utilizan los valores de la entrada actual y los anteriores y además los valores de la salida actual y anterior que se almacenan y son realimentados a la entrada. A este tipo de filtros se les conoce como recursivos ya que interactúan con valores de la entrada y la salida simultáneamente.

Por lo tanto la expresión de salida en tiempo discreto viene dado por la ecuación 3.3

$$y[n] = \sum_{i=0}^P b_i x[n-i] - \sum_{j=1}^Q a_j y[n-j] \quad \text{Ec. 3.3}$$



Donde a y b representan los coeficientes del filtro que multiplican a la señal x [n-i] o la salida y [n-j]. A continuación con la ecuación 3.3 de la salida del sistema en función de la entrada y las salidas anteriores mediante el uso de la transformada Z se obtiene la función de transferencia del filtro IIR en la siguiente ecuación 3.4

$$H(z) = \frac{\sum_{i=0}^P b_i z^{-i}}{1 + \sum_{j=1}^Q a_j z^{-j}} = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2} + \dots + b_{N-1} z^{1-N}}{1 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + \dots + a_{N-1} z^{1-N}}$$

Ec. 3.4

En esta función de transferencia podemos observar que tenemos polos y ceros los que son causantes de inestabilidad de este tipo de filtro digital.

Existen diversas topologías de implementar este filtro pero a continuación se muestra en la **figura 1.32** una de las más frecuentes y donde P y Q definen el orden del filtro

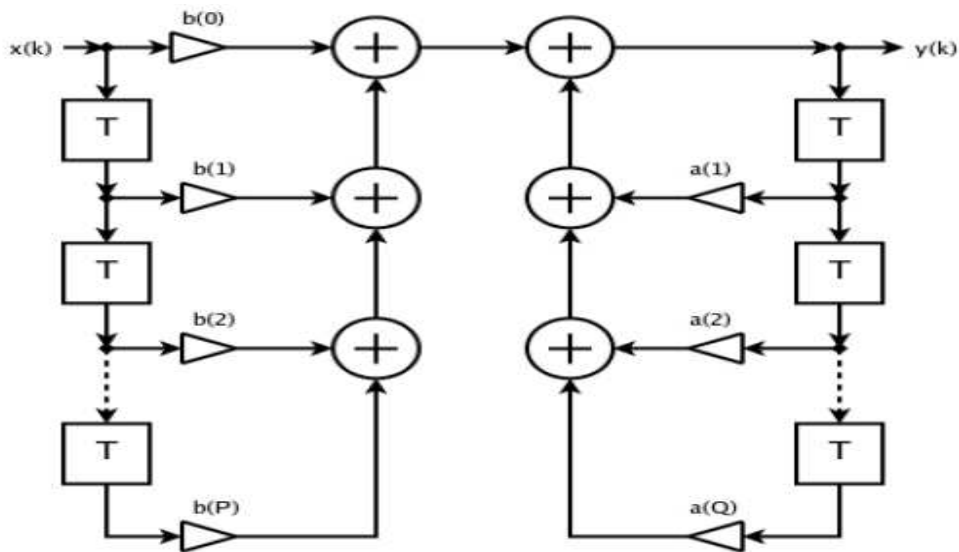


Figura 1. 32: Topología de Implementación de un Filtro IIR

La característica principal de este filtro IIR es que puede cumplir las mismas exigencias que un filtro FIR pero con menos orden de filtro. Esto es importante al instante de implementar el filtro, ya que presenta una menor carga computacional.



Pero además estos filtros pueden ser inestables, aún cuando se diseñen para ser estables.

1.6.2.3 Filtro FIR

Este tipo de filtro digital tiene la característica que si la entrada es una señal impulso, la salida tendrá un número finito de términos no nulos, para obtener la salida solo se emplean valores de la entrada actual y anteriores, y por ende se les llama filtros no recursivos.

A continuación la expresión de salida en tiempo discreto del filtro viene dado por la ecuación 3.5

$$y[n] = \sum_{k=0}^{N-1} b_k x[n-k] \quad \text{Ec. 3.5}$$

El orden del filtro viene dado por N, es decir el número de coeficientes del filtro. Con la ecuación 3.5 puede utilizarse la transformada Z y obtener la ecuación 3.6

$$H[z] = \sum_{k=0}^{N-1} b_k z^{-k} = b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2} + \dots + b_{N-1} z^{1-N} \quad \text{Ec. 3.6}$$

Por lo tanto en esta función de transferencia podemos observar que no tiene polos por lo que este tipo de filtro se mantiene estable.

A continuación se muestra en la **figura 1.33** la estructura de este tipo de filtro FIR no recursivo donde P da el orden del filtro.

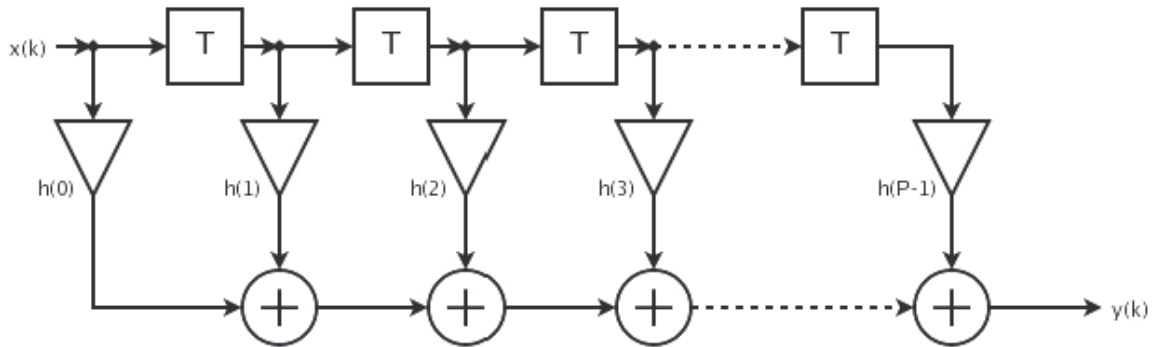


Figura 1. 33: Topología de implementación de un filtro FIR

Por lo tanto según la topología se puede observar fácilmente que es la misma entrada retardada varias veces y multiplicada por los distintos coeficientes y finalmente es sumada para obtener así la muestra filtrada.

Los filtros FIR son estables puesto que no tienen polos es decir solo tienen elementos en el numerador de la función de transferencia. Además presentan la ventaja que pueden diseñarse para ser de fase lineal, es decir, no introducen desfases a la señal, a diferencia que los IIR o los analógicos que si producen desfase a las señales.

Sin embargo el inconveniente de este tipo de filtros es que necesita un número mayor de coeficientes para realizar un propósito determinado provocando así una mayor carga computacional, sin embargo este filtro garantiza la estabilidad en el filtrado.

1.7 ALMACENAMIENTO DE REGISTROS

No conforme con los resultados alentadores obtenidos en tiempo real, el sistema permite el almacenamiento de datos de la señal obtenida en tiempo real, estos datos son guardados en un archivo plano en la ubicación que el usuario lo defina, y ser reproducido en cualquier programa ya sea de alto nivel como Matlab o en una hoja de cálculo, para su posterior reproducción y análisis en tiempo diferido.



Además con la aplicación de algoritmos que suavicen más la onda, o que estén especializados en la detección de los niveles de alerta, somnolencia, etc., es muy útil para aplicaciones de control.

1.8 ANÁLISIS EN FRECUENCIA: Métodos de estimación espectral

Entre los métodos de análisis cuantitativo de la actividad eléctrica cerebral (EEG), el más conocido y utilizado es, sin duda, el análisis espectral. Su aplicación proporciona información sobre la distribución topográfica de la potencia espectral contenida en un determinado intervalo de frecuencia.

Los resultados obtenidos con el análisis espectral en el estado de vigilia han desembocado en numerosas aportaciones al ámbito clínico y han proporcionado índices diagnósticos de daño cerebro-vascular, epilepsia, traumatismos craneoencefálicos, dislexia, esquizofrenia, depresión y enfermedad de Alzheimer, entre otros. Por otra parte, el hecho de que numerosas enfermedades, tanto de origen neurológico como psiquiátrico, cursen con alteraciones de los patrones de sueño, bien de su estructura, bien de su calidad y, como consecuencia, de su composición espectral, ha supuesto un importante aumento en la demanda de estudios polisomnográficos, lo cual, a su vez, se ha acompañado de un incremento en la creación de nuevos laboratorios de sueño, tanto en el ámbito de la salud pública como privada. Cabe destacar la utilidad que los índices electrofisiológicos derivados del análisis espectral de la fase REM (*rapid eye movements*) del sueño han mostrado en el diagnóstico de la enfermedad de Alzheimer.

Asimismo, la composición espectral del comienzo del sueño ha mostrado su utilidad en el diagnóstico diferencial del insomnio. En este sentido, Lamarche y Ogilvie observaron que los pacientes con insomnio psicofisiológico, a diferencia de los sujetos sanos o de aquellos que sufrían insomnio asociado a trastornos psiquiátricos, mostraban una cantidad similar de potencia espectral en el rango de alfa sobre áreas frontales tanto en vigilia como en el comienzo del sueño; este dato podría ser un



correlato electrofisiológico del elevado nivel de activación que estos pacientes presentan cuando intentan conciliar el sueño.

Estos resultados son alentadores y explican por sí solos que el análisis espectral de la actividad EEG, tanto en vigilia como en las diferentes fases del sueño, sea una herramienta cada vez más valorada en la práctica clínica. Aunque el análisis espectral ofrece una información extremadamente útil sobre la configuración topográfica de la energía del EEG en un intervalo específico de frecuencias, no proporciona información alguna sobre las relaciones funcionales existentes entre las distintas regiones de la corteza cerebral implicadas en la generación de dicha actividad en los diferentes estados cerebrales que conforman el continuo estudio de la vigilia sueño.

La experimentación pone de manifiesto que existen diferentes conductas alfa entre los individuos lo cual es determinante en el enfoque de nuestros métodos de clasificación en el dominio de la frecuencia. La mayoría de los sujetos presenta un ritmo alfa cercano a 10 Hz, aunque no son extrañas frecuencias superiores, hasta 12.5 incluso 13 Hz o inferiores, 7 Hz, existiendo también sujetos sin ritmo alfa predominante, estos estudios se lograron mediante la aplicación de técnicas de análisis en frecuencia y análisis espectral.

El método utilizado para determinar el espectro de potencia contenido en una cierta frecuencia de las ondas electroencefalográficas es el promediado de periodogramas denominado método de WELCH.

1.8.1 Promediado de Periodogramas: métodos de BARTLETT y de WELCH

Fue M.S. Bartlett quien a partir de 1953 inició el estudio de la promediación de los periodogramas para la estimación de los espectros de potencia de una señal. A medida que fueron perfeccionándose los algoritmos para el cálculo de la transformada discreta de Fourier, P.D. Welch en 1970 combinó esos algoritmos con el uso de una ventana de datos $w[n]$, para desarrollar el método de lo que se denomina método modificado de promediación de periodogramas.



Una secuencia $x[n]$ de Q valores, se subdivide en segmentos de una longitud de L muestras, con una ventana también de longitud L para cada uno, formándose diversos segmentos:

$$x_r[n] = x[rR+n]w[n], \quad 0 \leq n \leq L-1;$$

Si R es mayor que L los segmentos se solapan y si $R = L$ entonces los segmentos son contiguos. Si no existe solapamiento, el número de segmentos será de Q/L . Este valor de L se establece de modo que el cociente Q/L siempre sea un valor entero, en otras palabras L siempre será un submúltiplo de Q .

Como ejemplo, para una Q de 2048 muestras consecutivas, si se selecciona una L de 256 muestras y no hay solapamiento, es decir $R = L$, entonces se tendrá $2048/256 = 8$ segmentos contiguos consecutivos.

El periodograma del r -ésimo segmento se podría enunciar así:

$$P_r^2 = \frac{1}{LU} |X_r(k)|^2$$

Cada P_r^2 posee las propiedades del periodograma que han sido analizados en otro momento. La promediación de los periodogramas de los “ n ” segmentos de la secuencia Q podría representarse como:

$$\bar{P}_r^2 = \frac{1}{n} \sum_{n=0}^{n-1} (P_r^2)$$

Si hacemos la suposición que las muestras separadas por una longitud L no están correlacionadas entre sí, entonces será razonable asumir que los periodogramas P_r^2 estarán distribuidos como variables independientes

En este caso y sin profundizar en la demostración matemática, se puede esperar que la media del periodograma resultante sea un valor no sesgado, pero la varianza aún



será un estimado del verdadero espectro de potencia, aun que la varianza será de al menos $1/n$ veces mayor que la de cada segmento. En otras palabras, la varianza será inversamente proporcional al número de periodogramas promediados y a medida que se incrementa n , la varianza tiende a cero, a este procedimiento se denomina periodograma de Bartlett.

Hasta aquí se ha supuesto que no se ha efectuado solapamiento de los segmentos y que como ventana para el cálculo del periodograma hemos utilizado la ventana rectangular.

Welch realizó la demostración de que usando otro tipo de ventana, el comportamiento de las propiedades antes mencionadas se mantiene, esto permite aprovechar las ventajas del ventaneo en esta forma de análisis, y además también demostró que el solapamiento de los segmentos de la varianza se reducen aún más, llegando a su máxima reducción cuando el solapamiento corresponde a la mitad de un segmento. A este procedimiento se lo denomina PERIODOGRAMA DE WELCH.

Con respecto a las ventanas, las funciones típicas que se utilizan en el análisis son:

Rectangular: (puede pensarse como el caso de no usar una ventana) es una función discontinua que se define matemáticamente como:

$$w[n] = 1 ; n = 0; \dots; N - 1$$

Hamming: es una función discontinua que se define matemáticamente como:

$$w[n] = 0.54 - 0.46 \cos \left(2\pi \frac{n}{N-1} \right) , n = 0, \dots, N - 1$$

Blackman: es similar a la Hamming, pero tiene un término coseno adicional que reduce el ripple y elimina la discontinuidad. Matemáticamente se define como:

$$w[n] = 0.42 - 0.5 \cos \left(2\pi \frac{n}{N-1} \right) + 0.08 \cos \left(4\pi \frac{n}{N-1} \right) , n = 0, \dots, N - 1$$

La potencia de cualquiera de estas ventanas, $w[m]$, viene dada por:



$$U = P_{ww}(f) = \frac{1}{N} \sum_{m=0}^{N-1} w^2[m]$$

1.9 ANÁLISIS EN COHERENCIA EN FRECUENCIA

Para proporcionar información sobre las relaciones funcionales existentes entre las distintas regiones de la corteza cerebral implicadas en la generación de dicha actividad en los diferentes estados cerebrales es necesario recurrir a la técnica de la coherencia en frecuencia. Esta técnica de análisis cuantifica el grado de sincronización cortical entre la actividad registrada en dos derivaciones EEG, lo que nos permite hacer inferencias sobre las interrelaciones que diferentes áreas cerebrales mantienen entre sí atendiendo a una banda de frecuencia cualquiera.

De esta forma, la comparación de los datos de coherencia obtenidos durante diversos estados de activación cerebral ha servido para establecer diferencias en la red topográfica de acoplamiento funcionales entre regiones corticales que caracterizan el funcionamiento normal de cada uno de estos estados. En este sentido, su aplicación ha permitido identificar el grado en el que una enfermedad cerebral causa alteraciones en el patrón normal de interacciones entre redes neuronales distantes durante las diferentes fases del sueño.

Aunque son escasos los trabajos que han utilizado la técnica de la coherencia durante el sueño con fines clínicos, los resultados que han proporcionado no sólo apuntan su utilidad en la evaluación y diagnóstico de trastornos neurológicos (agenesia del cuerpo calloso, síndrome de inmunodeficiencia adquirida) y psiquiátricos (síndromes depresivos), sino que, además, ofrecen información relevante para seguir avanzando en la detección de índices electrofisiológicos que sustenten el diagnóstico de otros trastornos de gran incidencia e impacto socioeconómico (p. ej., la enfermedad de Alzheimer). En el presente trabajo se ha aplicado la técnica de la coherencia en frecuencia durante los diferentes estados cerebrales que componen el sueño, tanto en sujetos normales como en poblaciones clínicas.



1.9.1 Aspectos Metodológicos del Análisis de Coherencia en Frecuencia

A continuación, se expondrán los aspectos metodológicos básicos relacionados con la obtención de valores de coherencia que, posteriormente, permitan extraer interpretaciones acerca del funcionamiento cerebral con un elevado nivel de fiabilidad.

1.9.1.1 La elección de las derivaciones EEG

Los lugares del cuero cabelludo donde se colocarán los electrodos, es un aspecto determinante, si se tiene en cuenta que la técnica de la coherencia proporciona información cuantitativa sobre el patrón de relaciones funcionales entre las diferentes regiones corticales, tales relaciones funcionales encuentran su sustrato anatómico en la red de fibras que unen las distintas áreas de la corteza cerebral. Por lo tanto, la elección de las derivaciones EEG debería realizarse de acuerdo con las estructuras cerebrales y/o distribución de redes córticocorticales cuyos funcionamientos pudieran estar potencialmente afectados por un determinado trastorno.

La comparación entre diferentes valores de coherencia sólo es posible si la distancia entre los electrodos se mantiene constante, ya que dichos valores disminuyen a medida que aumenta la distancia inter-electrodos. Si este aspecto quedara sin controlar, los resultados obtenidos podrían atribuirse erróneamente a cambios en las relaciones funcionales entre las áreas corticales de interés. De este punto se deriva una de las limitaciones de la técnica de la coherencia, consistente en la imposibilidad de comparar valores obtenidos a partir de pares de electrodos que involucren a regiones corticales separadas por distancias no equivalentes.

1.9.1.2 La elección del tipo de referencia

Un aspecto relevante a tener en cuenta a la hora de interpretar los resultados obtenidos con esta técnica ya que determinados estudios han puesto de manifiesto que los valores de coherencia pueden estar contaminados por medio de artefactos; cuando se utiliza un electrodo de referencia común, dependiendo de la potencia espectral y de la fase que presente la actividad registrada en el lugar elegido como



referencia. Alternativamente, se ha propuesto recurrir al uso de “referencias libres”, como las referencias promediadas y laplacianas, para así evitar la distorsión de los datos a causa de la actividad cerebral registrada en el electrodo utilizado como referencia.

Sin embargo, no existe unanimidad en cuanto al uso de este tipo de referencias ya que, por un lado, la señal obtenida a partir de un operador laplaciano no es independiente de los electrodos utilizados en el montaje de registro, puesto que las localizaciones que rodean al electrodo activo están directamente implicadas en su cálculo y, por otro, se ha demostrado que la referencia promedio contamina los datos obtenidos con la técnica de la coherencia siempre que exista una alta sincronización entre amplias regiones de la superficie cortical.

Una solución plausible es el uso de una referencia interconectada a ambos mastoides (o lóbulos de las orejas) que es, de hecho, la más utilizada en estudios de EEG durante el sueño. Para evitar falsas lateralizaciones al comparar coherencias inter-hemisféricas, se recomienda colocar una resistencia (con valores mucho más altos que los que se producen en el contacto piel/electrodo) en el cable de cada uno de los electrodos correspondientes a ambos mastoides y proporcionar así una referencia artificialmente inactiva y no lateralizada. Finalmente, una solución extrema sería el uso de montajes bipolares que conseguirían, por una parte, maximizar la actividad EEG obtenida entre dos electrodos de registro y, por otra, una independencia total de la referencia.

1.9.1.3 Cálculo de la coherencia

Los valores de coherencia se calculan a partir de la aplicación de la transformada rápida de Fourier a aquellas épocas de EEG que contengan muestras representativas de una actividad determinada y/o de un estado cerebral específico. El uso de este algoritmo lleva asociados una serie artefactos matemáticos, como el *aliasing* y el *leakage*, que es necesario conocer *a priori* para una mejor interpretación de los datos obtenidos. Como resultado del algoritmo de Fourier, se obtiene la matriz de densidad espectral cruzada que contiene información cuantitativa sobre la



relación existente entre los componentes de frecuencia elementales de las señales eléctricas registradas simultáneamente en diferentes localizaciones del cuero cabelludo. A partir de los elementos de dicha matriz pueden obtenerse los datos de coherencia EEG para cada uno de los pares de derivaciones de interés mediante la aplicación de la siguiente fórmula:

$$Co_{xy} = \frac{|P_{xy}(f)|^2}{(P_{xx}(f) \cdot P_{yy}(f))}$$

Donde:

'x' e 'y' equivalen a la actividad eléctrica cerebral registrada en cada uno de los dos electrodos seleccionados, cuya sincronización en el intervalo de frecuencia 'f' interesa analizar.

'Pxy(f)' es el valor de densidad espectral cruzada para ese par de señales, mientras que 'Pxx(f)' y 'Pyy(f)' representan los valores de densidad auto espectral que muestran cada una de las señales consideradas (diagonal de la matriz de densidad espectral cruzada).

Los valores de coherencia que resultan de la aplicación de esta fórmula representan el cuadrado de la correlación entre la actividad cerebral registrada desde dos derivaciones EEG cualesquiera en un determinado intervalo de frecuencia. La interpretación estadística de los datos de coherencia se asemeja bastante a la realizada a partir de la correlación de Pearson utilizada en la estadística tradicional.

Sin embargo, el análisis de coherencia no informa sobre la dirección de la relación (signo del coeficiente), sino sobre la consistencia de fase o sincronización entre dos señales EEG en el dominio de la frecuencia. Esta información se expresa mediante valores que varían entre 0 y 1, extremos que indicarían la total independencia (0) o relación lineal perfecta (1) entre la actividad eléctrica registrada en dos áreas



cerebrales más o menos distantes, atendiendo a un componente o una banda de frecuencia determinada.

1.9.1.4 Significado funcional

Un elevado nivel de sincronización entre la actividad cerebral generada en diferentes estructuras corticales apunta, con una alta probabilidad, a la existencia de una relación funcional entre tales regiones. Por lo tanto, a partir de los datos obtenidos con la técnica de la coherencia podrían hacerse inferencias acerca de la distribución topográfica de las conexiones córticocorticales implicadas en la generación, control y/o mantenimiento de un estado cerebral específico, tanto en sujetos sanos como en pacientes con determinados cuadros clínicos.

La posibilidad que ofrece la técnica de la coherencia de cuantificar el grado de asociación funcional entre áreas cerebrales resulta de especial interés a nivel clínico, sobre todo si se tiene en cuenta que tales relaciones tienen su sustrato fisiológico en las conexiones anatómicas entre redes neuronales localizadas en diferentes áreas corticales, cuya activación podría verse seriamente alterada en determinadas enfermedades cerebrales. En la corteza cerebral de sujetos humanos pueden identificarse dos sistemas de fibras de conexión:

1. El que determina las interacciones a corta distancia, en el rango del milímetro, debido a la acción de las inter-neuronas neocorticales, y
2. Los largos axones que forman tractos fibrosos encargados de conectar entre sí a grupos neuronales pertenecientes a regiones corticales distantes.

Thatcher, estudió la funcionalidad de ambos sistemas de fibras corticales en sujetos humanos y establecieron un modelo de funcionamiento cerebral basado en datos de coherencia EEG.

De la presente revisión se extrae que la técnica de la coherencia es una herramienta potencialmente útil para establecer el patrón de interacciones córticocorticales subyacente a diferentes estados funcionales del cerebro. Asimismo, mediante el uso de esta técnica es posible detectar anomalías del patrón de conectividad cortical de



determinadas fases del sueño en aquellos cuadros clínicos que cursan con alteraciones del funcionamiento cerebral.

No obstante, una interpretación fiable de los datos obtenidos con la técnica de la coherencia requiere tener en cuenta algunas cuestiones metodológicas relacionadas con el tipo de referencia utilizada, procedimiento de eliminación de artefactos extra cerebrales y la elección de las derivaciones de registro que van a utilizarse para la obtención de los datos. Además, las posibilidades de obtener información útil a través de la técnica de la coherencia pueden verse aumentadas desde una perspectiva analítica que considere los micro estados cerebrales que conforman las diferentes fases del sueño, así como un intervalo más amplio de componentes de frecuencia.

CAPÍTULO 2

**DISEÑO DEL HARDWARE PARA ADQUISICIÓN DE LOS
SEIS CANALES DE ONDA CEREBRAL**



En este capítulo se realiza el diseño y construcción del hardware para monitoreo de seis canales de EEG, partiendo de las señales bioeléctricas en la corteza cerebral, su sensado por medio de los electrodos, su paso desde micro voltios hasta voltios por medio de amplificadores de instrumentación que permiten una disminución del ruido de las señales por su elevado rechazo al modo común y finalmente los filtros analógicos implementados.

Luego de que las señales analógicas están listas, el hardware de adquisición de datos hacia la PC, se lo realiza mediante la tarjeta NI-USB 6009.

2.1 SENSADO DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS

Una de las primeras y más importantes fases del electroencefalograma es el tipo de sensores que se utilizan para captar las fluctuaciones de la actividad neuronal. Este elemento permite realizar la interface entre las señales emitidas por la actividad cerebral humana y nuestro equipo de análisis. Es necesario tener en cuenta que por ellos fluirá una corriente, generalmente muy pequeña. Además los electrodos forman una interface de transducción entre una corriente de naturaleza iónica generada por el cuerpo y una señal eléctrica transmitida al bioinstrumento o equipo de análisis.

2.2 AMPLIFICACIÓN DE LA SEÑAL CEREBRAL

Como se mencionó anteriormente, una vez detectada la actividad neuronal mediante los electrodos, a la señal obtenida se la debe amplificar necesariamente para poder visualizarla.

Para amplificar la señal eléctrica captada por los electrodos colocados en el cuero cabelludo se utiliza una aplicación electrónica básica que es el amplificador de instrumentación pasa banda, que está construido con amplificadores operacionales TL084 con una ganancia diferencial teórica de 7000 que amplifica a las ondas eléctricas cerebrales de ambos hemisferios que se encuentran en el orden de 20uV a 100uV y que son captadas por 8 electrodos ubicados en tres zonas de la corteza cerebral: frontal, parietal y occipital, de acuerdo a lo que se requiera analizar. En esta etapa de amplificación se colocan filtros pasivos pasa altos, su propósito es eliminar



los niveles de voltaje DC presentes y característicos del cuerpo humano, en este caso presentes en el cerebro.

2.3 DISEÑO DE LOS CANALES ANALÓGICOS

El hardware para los seis canales analógicos, está compuesto por tres bloques básicos en cada canal, una etapa de entrada que corresponde a un amplificador de instrumentación, una etapa intermedia constituida por varios filtros: pasa bajos activos de tercer orden, y un pasivo paso alta, para que finalmente estas señales sean conectadas a las entradas analógicas de la tarjeta de adquisición de datos.

Las señales cerebrales a captar tienen una amplitud comprendida entre los $20\mu\text{V}$ y los $100\mu\text{V}$ y se debe tener en cuenta este rango de voltaje para diseñar la primera etapa:

$I_{dc} < 50 \text{ nA}$.

Alto factor de rechazo al modo común (CMRR).

Los circuitos integrados para este proyecto son los TL084, compuestos de cuatro operacionales con entrada JFET en cada integrado. Esto asegura una alta impedancia de entrada y corrientes de entrada DC prácticamente despreciables, además por sus características de bajo ruido.

2.3.1 Amplificador de instrumentación

El valor de la ganancia se fija para un rango de μV a mV , para conseguir este objetivo, el rango del valor de ganancia debe estar comprendido entre 1000 y 10000 para amplificar la señal y así poder visualizarla y tratarla de acuerdo a las necesidades de estudio.

Los amplificadores de instrumentación son amplificadores diferenciales con un CMRR alto, muchos de ellos con ganancia variable. En pocas palabras son amplificadores diferenciales óptimos para nuestro proyecto.

La relación de rechazo de modo común describe la habilidad de un sistema de medida para rechazar voltajes de modo común. La razón de la utilización del CMRR



en los equipos médicos, es que estos trabajan con voltajes muy pequeños a sus entradas por el orden de los micro voltios, donde se pueden introducir algunos ruidos originados en la red, computadores y demás artefactos electrónicos que provocan algún ruido y que distorsionan las señales, es por este motivo que debe elegirse un amplificador con una relación de rechazo de modo común sumamente alta.

En la **figura 2.1** se observa el circuito que se denomina Amplificador de Instrumentación pasa banda de tres operacionales (de tres etapas)

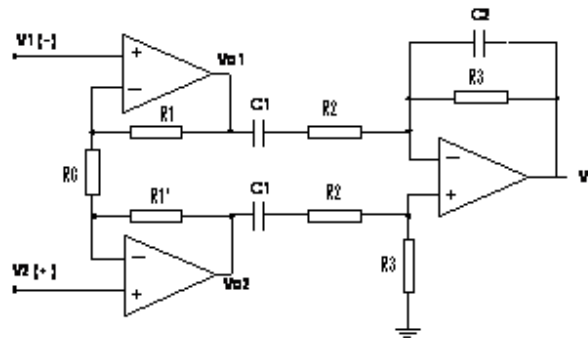


Figura 2. 1: Amplificador de Instrumentación pasa banda

En La **figura 2.1** se dividió en dos partes, de manera que el amplificador de la derecha se trata de un amplificador diferencial básico de una etapa. Se aplica el principio de superposición al amplificador de la izquierda, se supone primero que $V2=0$, como se muestra en la **figura 2.2:**

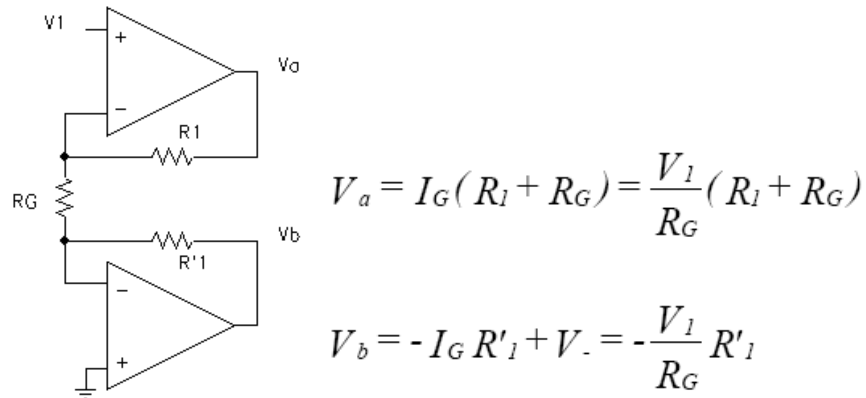


Figura 2. 2: Amplificador diferencial con V2=0

Se supone ahora que V1=0, como se observa en la siguiente **figura 2.3:**

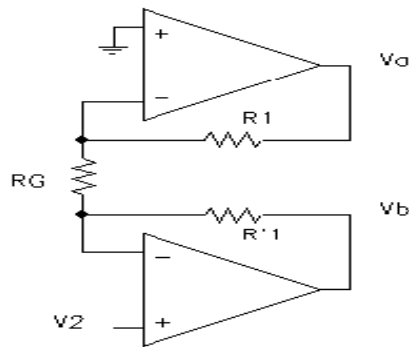


Figura 2. 3: Amplificador diferencial con V1=0

$$V_b = I_G(R'_l + R_G) + V_+ = \frac{V_2}{R_G}(R'_l + R_G) = V_2\left(1 + \frac{R'_l}{R_G}\right)$$

$$V_a = -I_G R_l = -V_2 \frac{R_l}{R_G}$$

Se suma los voltajes en Va y Vb y se obtiene:



$$V_a = V_1 \left(1 + \frac{R_l}{R_G}\right) - V_2 \frac{R_l}{R_G}$$

$$V_b = -V_1 \frac{R'_l}{R_G} + V_2 \left(1 + \frac{R'_l}{R_G}\right)$$

Si se aplica estos valores al amplificador diferencial de una etapa que se tiene en el lado derecho se obtiene:

$$V_o = -\frac{R_3}{R_2} V_a + \frac{1 + \frac{R_3}{R_2}}{1 + \frac{R'_2}{R'_3}} V_b$$

Esta sería la expresión general. Una condición ideal sería cuando se cumpliera que $R_2=R'_2$ y además $R_3=R'_3$, en ese caso se tendría:

$$V_o = -\frac{R_3}{R_2} (V_a - V_b)$$

Sustituyendo las expresiones anteriores de V_a y V_b se tiene:

$$\begin{aligned} V_a - V_b &= V_1 \left(1 + \frac{R_l}{R_G} + \frac{R'_l}{R_G}\right) - V_2 \left(1 + \frac{R_l}{R_G} + \frac{R'_l}{R_G}\right) = \\ &= (V_1 - V_2) \left(1 + \frac{R_l}{R_G} + \frac{R'_l}{R_G}\right) \end{aligned}$$

Es la ecuación que representa el caso más genérico. Si se sustituye para obtener V_o

$$V_o = -\frac{R_3}{R_2} \left(1 + \frac{R_l}{R_G} + \frac{R'_l}{R_G}\right) (V_1 - V_2)$$

Se observa que esta expresión corresponde a un amplificador diferencial a pesar de haber supuesto condiciones únicamente en su segunda parte. El hecho de que R_1 y



R'1 sean iguales o no, no influye en el carácter diferencial del dispositivo. Ahora bien, se suele hacer que R1 sea igual a R'1, y en ese caso la expresión toma la forma:

$$V_o = -\frac{R_3}{R_2} \left(1 + 2 \frac{R_1}{R_G}\right) (V_1 - V_2)$$

De donde se obtiene la expresión de la ganancia diferencial

$$G_d = \frac{R_3}{R_2} \left(1 + 2 \frac{R_1}{R_G}\right)$$

Si se analiza con detenimiento esta expresión se observa que también esta ecuación se puede dividir en dos partes. Así, la ganancia diferencial total se obtendría como el producto: $G_d = G_{d1} \cdot G_{d2}$, por ello, G_{d2} será debida a la parte del amplificador diferencial de una etapa (parte derecha de la figura) y G_{d1} será la ganancia debido a lo que queda del circuito.

$$G_{d1} = 1 + 2 \frac{R_1}{R_G}$$

La ganancia general G_d sería variable si hacemos variable R1, R'1 o R_G . El caso más sencillo sería haciendo variable R_G , a medida que disminuye esta resistencia mayor es la ganancia diferencial.

2.3.2 Amplificador TL084

El amplificador operacional TL084 es utilizado principalmente como seguidor de voltaje y amplificado diferencial y presenta las siguientes características eléctricas:

- Tipo de entradas: JFET.
- Impedancia de entrada y salida de $10M\Omega$
- Baja tolerancia al ruido
- Niveles de voltaje de alimentación de $\pm 5V_{dc}$ a $\pm 15V_{dc}$.
- Alta ganancia
- Corriente máxima de salida de 400mA



Es un circuito integrado de 14 pines en el cual están implementados 4 amplificadores operacionales. La distribución de pines y la función se muestran en la **figura 2.4**:

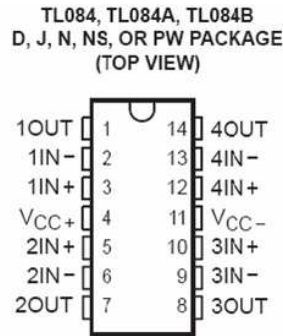


Figura 2. 4: Amplificador operacional TL084

2.3.3 Diseño del amplificador de instrumentación

Para el circuito que se muestra en la **figura 2.5**; el valor de la ganancia diferencial se calcula aplicando la formula:



$$R_1 = R_1' = 470k\Omega, R_G = 2.2k\Omega, R_3 = 100k\Omega, R_2 = 4.7k\Omega$$

- Amplificador de instrumentación :

$$G = \left(\frac{R_3}{R_2} \right) \left(\frac{2R_1}{R_G} + 1 \right)$$

$$G = \left(\frac{100K\Omega}{4.7K\Omega} \right) \left(\frac{2 * 470K\Omega}{2.2K\Omega} + 1 \right)$$

$$G = 7564.79 \approx 7600$$

- Filtro pasabanda :

$$\text{Si } f_{\text{INFERIOR}} = 1\text{Hz y } f_{\text{SUPERIOR}} = 35\text{Hz}$$

$$f_{\text{corte}} = \frac{1}{2\pi R C}$$

$$\Rightarrow C = \frac{1}{2\pi R f_{\text{corte}}}$$

$$\Rightarrow C_1 = \frac{1}{2\pi R_1 f_{\text{INFERIOR}}} \quad C_1 = \frac{1}{2\pi * 4.7K\Omega * 1\text{Hz}} \quad C_1 = 40.81\mu\text{F} \Rightarrow$$

Valor estandarizado dos capacitores en paralelo de 33 y 4.7 $\mu\text{F} \Rightarrow C_1 = 37.7\mu\text{F}$

$$\Rightarrow C_2 = \frac{1}{2\pi R_F f_{\text{SUPERIOR}}} \quad C_2 = \frac{1}{2\pi * 100K\Omega * 35\text{Hz}} \quad C_2 = 45.47\eta\text{F} \Rightarrow$$

Valor estandarizado dos capacitores en paralelo de 22 $\eta\text{F} \Rightarrow C_2 = 44\eta\text{F}$

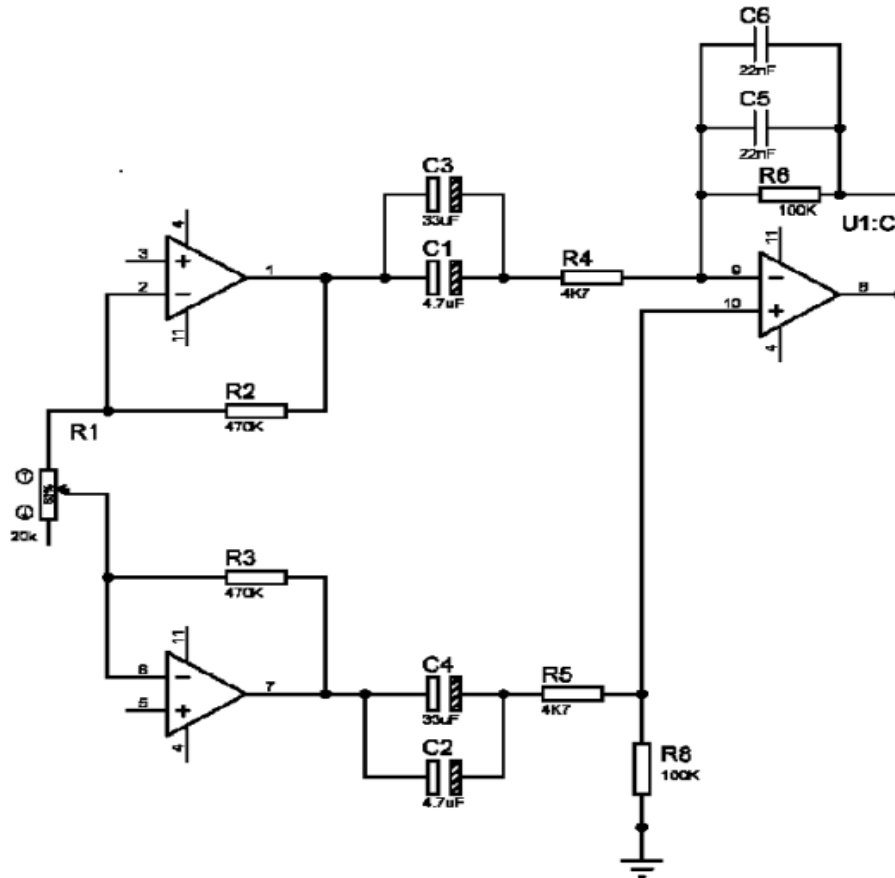


Figura 2. 5: Amplificador de Instrumentación con los valores de diseño

En el programa Proteus se simula el amplificador de instrumentación y da como resultado una amplificación con una ganancia de prácticamente 7000, en la **figura 2.6** se muestra la señal original (señal amarilla) y amplificada (señal azul) de la onda cerebral simulada

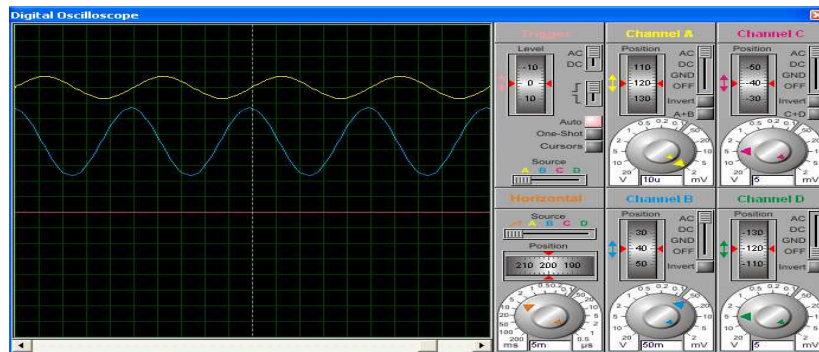
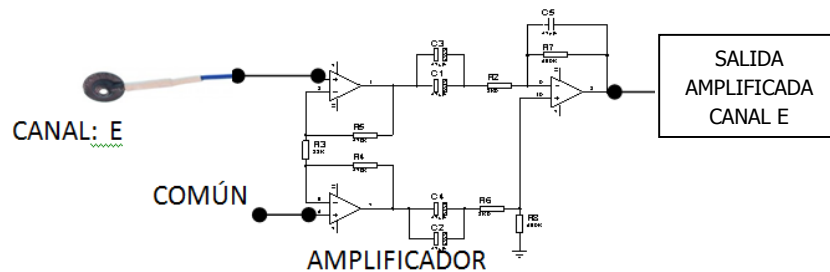
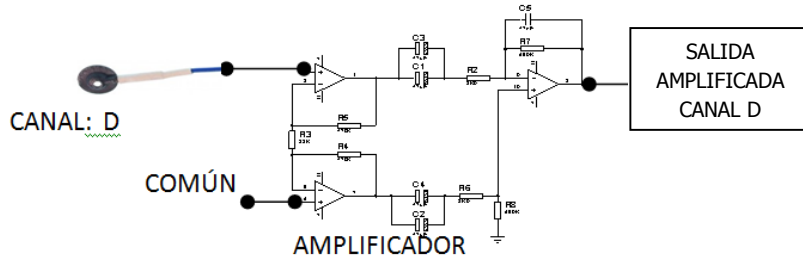
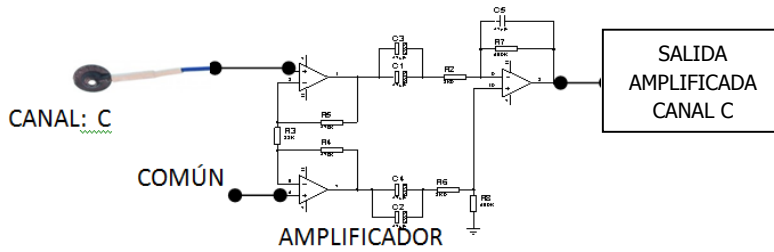
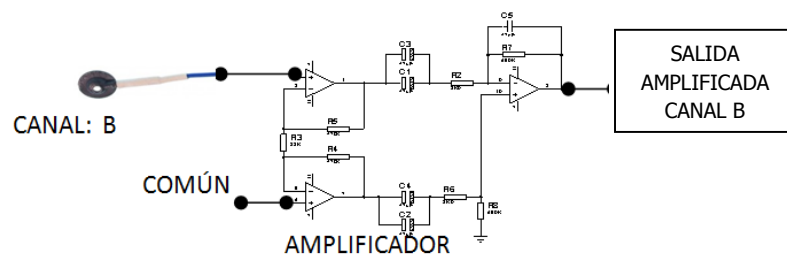
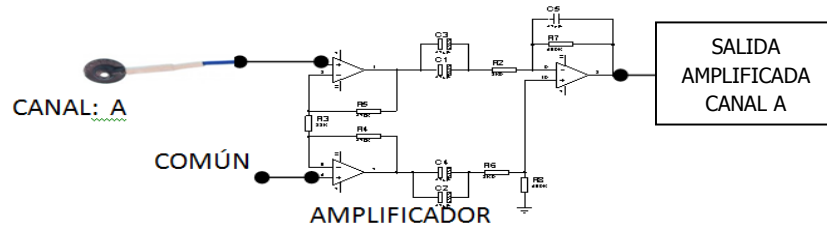


Figura 2. 6: Simulación del Amplificador de instrumentación



El amplificador de instrumentación diseñado es similar para los seis canales del EEG como se observa en la **figura 2.7**



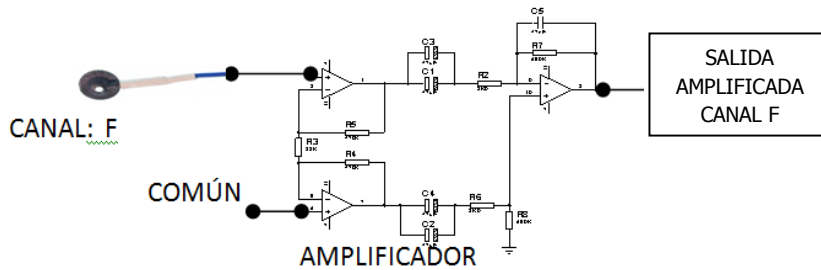


Figura 2. 7: Señales amplificadas de los seis canales

2.3.4 Filtros Analógicos

Al amplificar la señal obtenida por los electrodos, está no es netamente pura, lleva con ella ruido transitorio causado por las pérdidas de contacto entre el electrodo y la piel del sujeto y de varias distorsiones causadas por efectos físicos de cada persona. A continuación se detalla los principales problemas que se tienen al adquirir una señal bioeléctrica:

Interferencias externas al equipo de medida

- Capacitivas
- Inductivas
- Otros potenciales bioeléctricos
- Otros sistemas fisiológicos
- Cargas electrostáticas

Interferencias debido al equipo de medida

- Provocadas por el transformador de la fuente de alimentación
- Debidas al rizado de la fuente de alimentación
- Ruido generado por los componentes electrónicos

Problemas en el amplificador

- Interferencias de la señal de la red
- Saturación en el amplificador



- Distorsión en frecuencia

Los filtros analógicos permiten disminuir en gran medida estos problemas que están presentes en la captación de las señales bioeléctricas, también se permite amplificar y seleccionar las frecuencias necesarias y con un buen criterio de diseño se obtendrá las frecuencias requeridas en la banda pasante.

En la **figura 2.8** se muestra las curvas características ideales de los tipos de filtros activos y según sus características los filtros activos se clasifican en.

Filtro pasa bajos

Permite el paso de las frecuencias bajas y atenúa las frecuencias altas, a partir de la frecuencia de corte.

Filtro pasa altos

Permite el paso de las frecuencias altas y atenúa las frecuencias bajas.

Filtro pasa banda

Deja pasar un determinado rango de frecuencias de una señal y atenúa el paso del resto de la señal.

Filtro elimina banda

No permite el paso de señales cuyas frecuencias se encuentran comprendidas entre las frecuencias de corte superior e inferior.

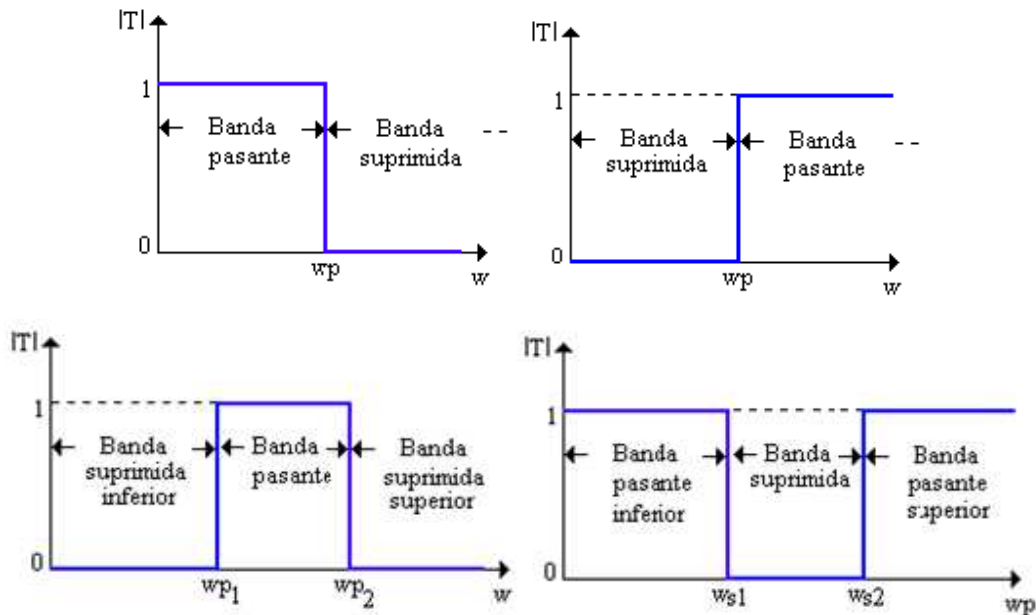


Figura 2. 8: Tipos de filtros activos

TIPOS DE FILTROS ANALÓGICOS

Se clasifican según el método de diseño de los filtros analógicos y se observan en detalle en la **figura 2.9**:

Bessel

El filtro Bessel únicamente tiene polos. Está diseñado para tener una fase lineal en las bandas pasantes, por lo que no distorsiona las señales; posee un desfase casi lineal en la banda de paso y una transición lenta en la zona atenuada

Buttherworth

La respuesta en frecuencia del filtro es máximamente plana con mínimas ondulaciones en la banda pasante. La salida se mantiene constante casi hasta la frecuencia de corte, luego disminuye a razón de $20 \cdot N$ por década, donde N es el número de polos del filtro. Es el único filtro que mantiene su forma para órdenes mayores.



Chebyshev

Son filtros que únicamente tienen polos, presentan un rizado constante en la banda pasante y presentan una caída de la respuesta en frecuencia más pronunciada.

Elíptico (Cauer)

Poseen rizado en la banda de paso y atenuada, su transición es óptima a la banda atenuada.

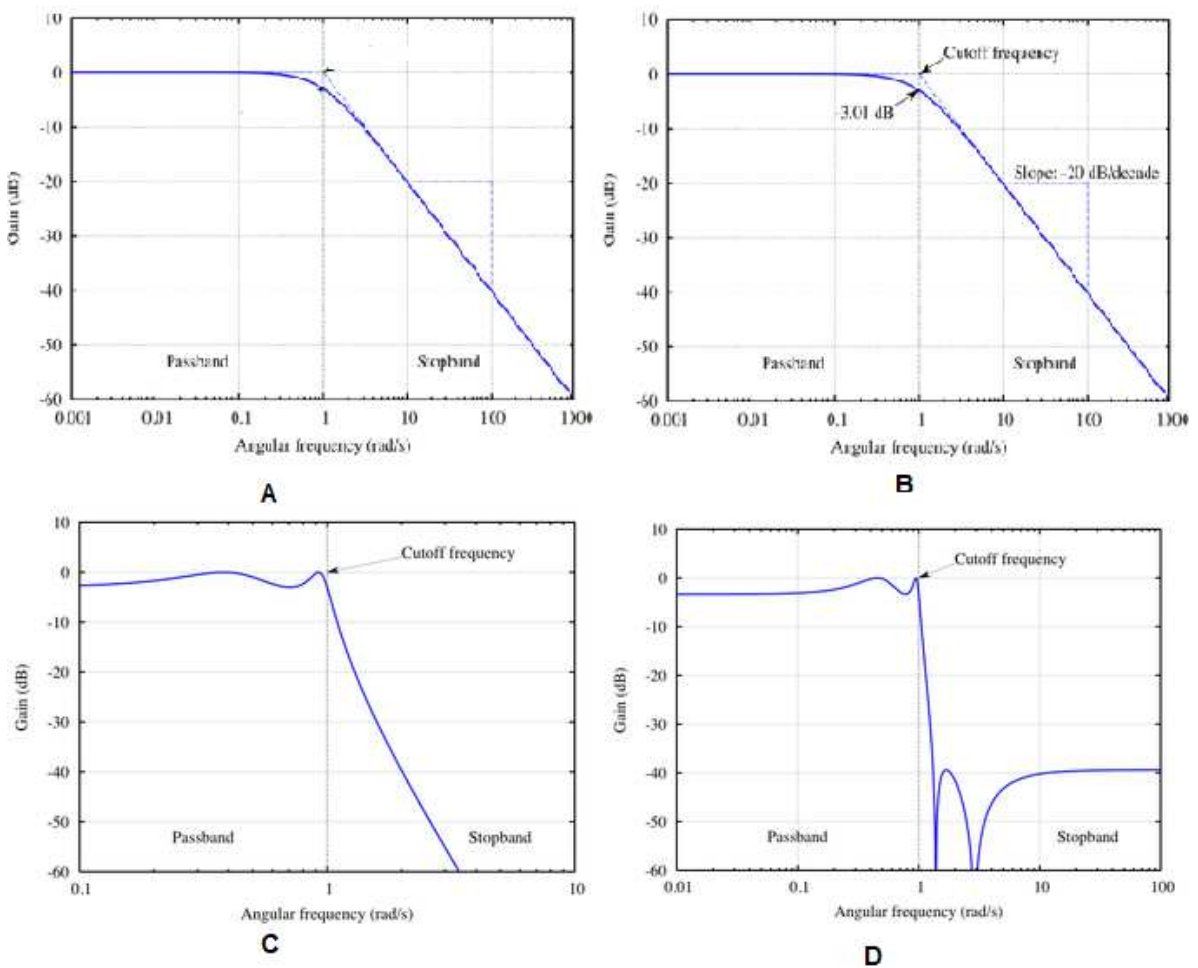


Figura 2. 9: Características de los filtros: (A) Bessel, (B) Butterworth, (C) Chebyshev y (D) Cauer

Esta etapa contiene los filtros activos pasa bajos, en nuestro proyecto se aplica los filtros de butterworth de tercer orden cuyo límite superior de la frecuencia es de 35 Hz, en nuestro caso el rango de frecuencia de trabajo es de 1 a 35 Hz, la función



principal es eliminar las señales indeseables que aparezcan, así como para atenuar la interferencia de la red entre 50/60 Hz y sus armónicos que representan el mayor problema en la medición de biopotenciales

2.3.5 Diseño de los Filtros Analógicos

Se utiliza un filtro activo paso-bajo de tercer orden que asigna una frecuencia de corte de 35 Hz, antes de cada uno de los filtros activos, un filtro pasivo RC paso alto para eliminar las interferencias y las componentes de DC de la etapa previa.

Los filtros para esta aplicación están diseñados en un rango de 1Hz a 35 Hz, rango de frecuencia en las que se encuentran las ondas cerebrales en estado de vigilia y sueño, alrededor de máximo una frecuencia de 35 Hz.

Seguidamente del amplificador de instrumentación hay un filtro pasivo RC paso-alta. La frecuencia de corte RC se calcula:

$$F_c = \frac{1}{2\pi \cdot R \cdot C}$$

Los condensadores que están a la entrada del amplificador diferencial introducen un cero a baja frecuencia. De forma aproximada podemos deducir la frecuencia de corte superior e inferior suponiendo que los condensadores de la entrada no tienen efecto sobre el de realimentación y viceversa. Nos quedaría para las dos frecuencias de corte:

$$F_c = 1 \text{ Hz}; R_2 = 3.9\text{K}$$

$$C = \frac{1}{2\pi \cdot R_2 \cdot F_c}$$

$$C = \frac{1}{2\pi \cdot 3.9 \times 10^3 \Omega \cdot 1\text{Hz}} = 40.8\mu\text{F}$$



Recalculando para la frecuencia de corte inferior obtenemos:

$$F_c = \frac{1}{2\pi \cdot 42 \times 10^{-6} \text{ F} \cdot 3.9 \cdot 10^3 \Omega} = 0.97 \text{ Hz}$$

Para la frecuencia de corte superior:

$$F_c = \frac{1}{2\pi \cdot R3 \cdot C}$$

$$F_c = \frac{1}{2\pi \cdot 100 \times 10^3 \Omega \cdot 47 \times 10^{-9} \text{ F}} = 33.86 \text{ Hz}$$

Estas frecuencias de corte son aproximadas y luego variarán ya que en la realidad una influye sobre la otra y viceversa. También influirán en la ganancia final de la etapa, reduciéndola ligeramente. Cabe reiterar que este filtro se aplica para los seis canales del EEG

Filtros activos de Butterworth de Tercer Orden

Esta es una etapa analógica y se encarga de eliminar el ruido de las señales generadas para posteriormente ser enviadas a la tarjeta DAQ NI-USB 6009. Un filtro adecuado para eliminar el ruido de estas señales es el filtro Butterworth que puede ser de primero, segundo o tercer orden. De los mencionados se seleccionó un filtro activo Butterworth de tercer orden para tener una atenuación de -60dB de las señales superiores a la de corte.

Los dos filtros activos son paso-bajos, para el diseño seguimos los siguientes pasos y el circuito con los valores de diseño lo podemos observar en la **figura 2.10**:

- Se define la frecuencia de corte; En nuestro caso son 35 Hz.
- Se determina el valor de C3 dentro de 0.001 y 0.1uF.

$$\text{Si } C3 = 0.1 \mu\text{F}$$



- El valor de $C_2 = \frac{1}{2}C_3$ y $C_1 = 2C_3$.

$$C_2 = \frac{1}{2} * 0.1\mu F = 0.05\mu F = 50nF$$

Se selecciona un capacitor de 47nF

$$C_1 = 2 * 0.1\mu F = 0.2\mu F$$

Se elige un capacitor de 222nF

- Se calcula:

$$R = \frac{1}{2\pi * f_c * C_3} = \frac{1}{2\pi * 30Hz * 0.1 \times 10^{-6} F} = 45.47K\Omega$$

Se escoge una resistencia de 47K Ω y al volver a calcular la frecuencia de corte se tiene:

$$f_c = \frac{1}{2\pi * 47 \times 10^3 \Omega * 0.1 \times 10^{-6}} = 33.86Hz$$

- Se define: $R_1=R_2=R_3=R$.

$$R=47K\Omega$$

- Se calcula $R_{f1}=2R$ y $R_{f2}=R$; R debe estar entre 10 y 100K; en el caso de que R esté fuera del rango, se debe escoger C_3 nuevamente.

$$R_{f1}=2*47 K\Omega = 94 K;$$

$$\text{Estandarizando } R_{f1} = 100K\Omega$$

$$R_{f2} = 47K\Omega$$

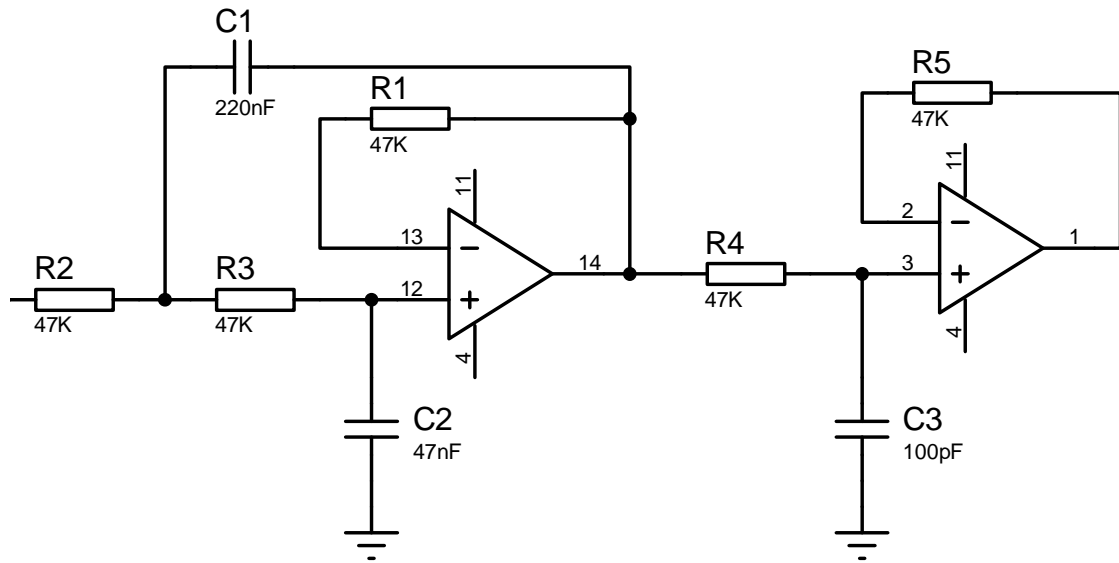


Figura 2. 10: Filtro Butterworth con los valores de diseño

Detrás del primer filtro activo hay otro filtro pasivo RC paso-alta con el mismo objetivo que el primero, eliminar el offset o los errores en la línea base, que suelen introducirse en las etapas anteriores.

Para evitar inconvenientes con señales de interferencia y ruido, se han colocado estos filtros en los seis canales del EEG como se muestra en la **figura 2.11**.

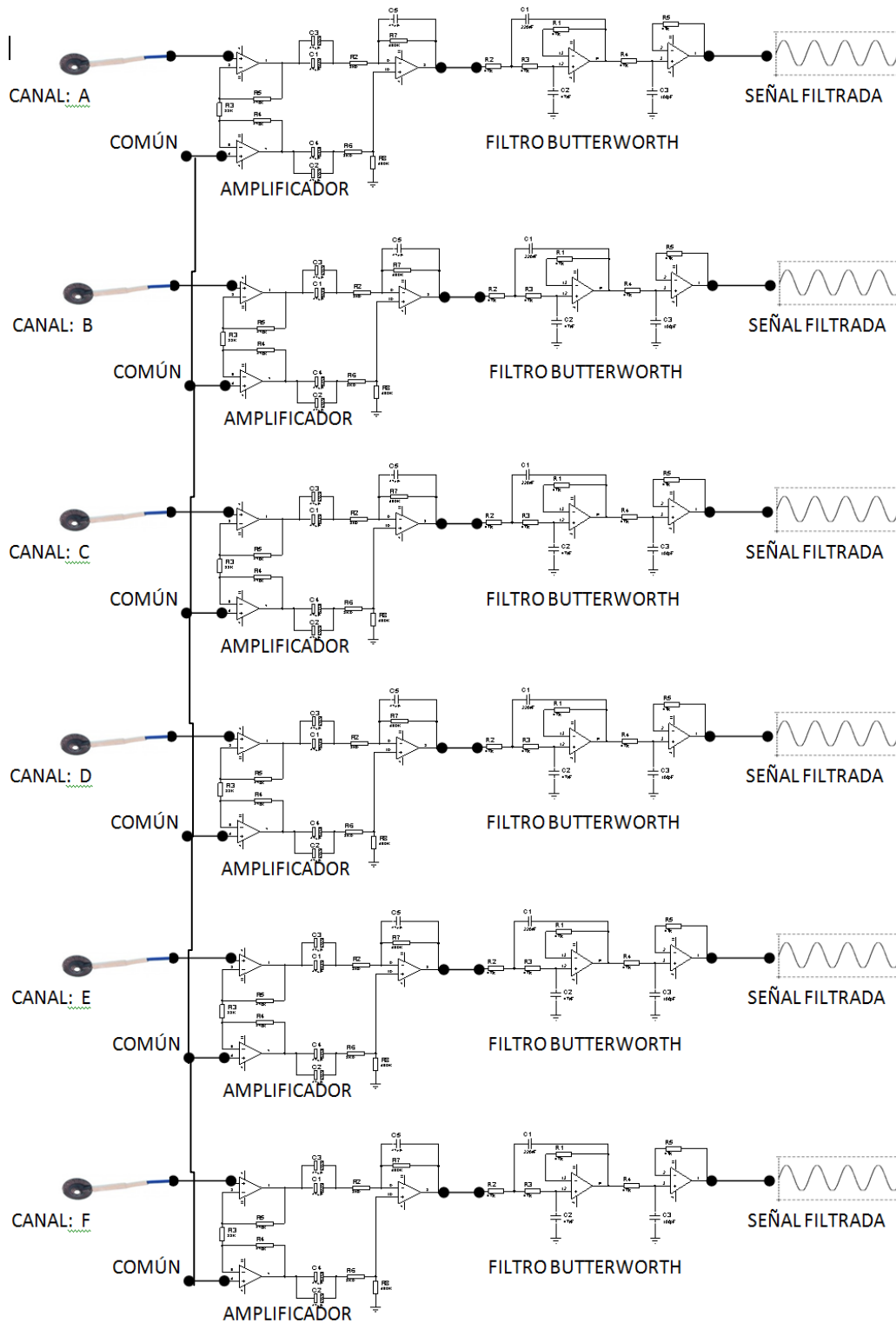


Figura 2. 11: Señales Filtradas de los seis canales



2.4 ADQUISICIÓN DE SEÑALES

Para el registro y la visualización de las señales bioeléctricas de la actividad cerebral existen varios métodos, pues una vez captada, amplificada y filtrada la señal cerebral, está lista para su respectivo análisis.

La tarjeta DAQ NI USB-6009 de National Instruments brinda una gran funcionalidad en adquisición de datos; es básica para aplicaciones como registro de datos simple, medidas portátiles y experimentos de laboratorio. Es accesible para aplicaciones de biomedicina y lo suficientemente poderoso para aplicaciones de medida más sofisticadas.

En este proyecto la tarjeta de adquisición de datos, que se muestra en la **figura 2.12**; se la utiliza para visualizar las señales eléctricas en LabView y realizar el respectivo análisis en tiempo real como en diferido.



Figura 2. 12: Tarjeta DAQ NI-USB 6009

2.4.1 Estructura física de la tarjeta DAQ NI-USB 6009

La tarjeta está conformada de un bloque de terminales de tornillo tanto para señales analógicas y señales digitales. En la **tabla 2.1** se tiene la distribución de los terminales analógicos; y en la **tabla 2.2** se tiene la distribución de los terminales digitales.

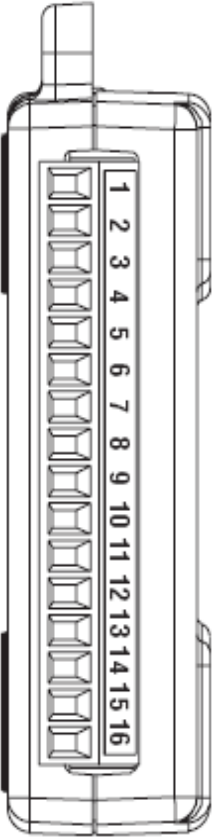
| Módulo | Terminal | Modo Señal Simple | Modo Señal Diferencial |
|--|----------|-------------------|------------------------|
|  | 1 | GND | GND |
| | 2 | AI 0 | AI 0+ |
| | 3 | AI 4 | AI 0- |
| | 4 | GND | GND |
| | 5 | AI 1 | AI 1+ |
| | 6 | AI 5 | AI 1- |
| | 7 | GND | GND |
| | 8 | AI 2 | AI 2+ |
| | 9 | AI 6 | AI 2- |
| | 10 | GND | GND |
| | 11 | AI 3 | AI 3+ |
| | 12 | AI 7 | AI 3- |
| | 13 | GND | GND |
| | 14 | AO 0 | AO 0 |
| | 15 | AO 1 | AO 1 |
| | 16 | GND | GND |

Tabla 2. 1: Asignación de Terminales Analógicos

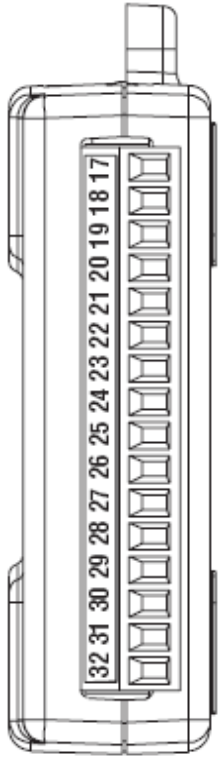
| Módulo | Terminal | Señal |
|--|----------|-------|
|  | 17 | P0.0 |
| | 18 | P0.1 |
| | 19 | P0.2 |
| | 20 | P0.3 |
| | 21 | P0.4 |
| | 22 | P0.5 |
| | 23 | P0.6 |
| | 24 | P0.7 |
| | 25 | P1.0 |
| | 26 | P1.1 |
| | 27 | P1.2 |
| | 28 | P1.3 |
| | 29 | PFI 0 |
| | 30 | +2.5V |
| | 31 | +5V |
| | 32 | GND |

Tabla 2. 2: Asignación de Terminales Digitales

Tipos de Entradas Analógicas de la DAQ NI-USB 6009

Se tiene los canales de entradas analógicas en la DAQ NI-USB 6009 que son 8 entradas simples de voltaje y 4 entradas diferenciales de voltaje.

Conexión de las señales diferenciales de voltaje

Para las señales diferenciales, se conecta el cable positivo al terminal AI+ y el cable negativo a la terminal AI- como se observa en la **figura 2.13**

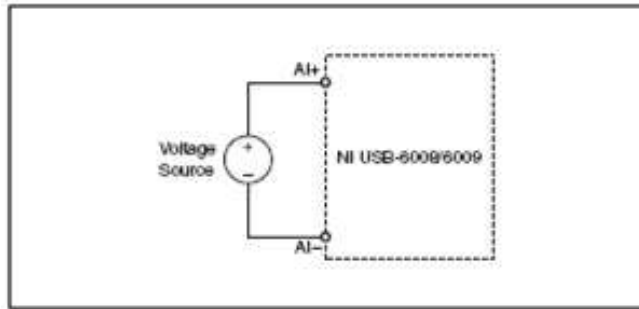


Figura 2. 13: Conexión de una señal con voltaje diferencial

Para el modo de entrada diferencial puede medir señales de $\pm 20V$ en un rango de $\pm 20V$. Sin embargo la tensión máxima en cualquier pin es de $\pm 10V$ respecto a tierra. Por ejemplo, si AI1 es $+10V$ y AI5 es $-10V$ entonces la medición vista por la tarjeta es de $+20V$

Si la conexión de la señal es de más de $\pm 10V$, resulta en una señal de salida recortada.

Conexión de señales de referencia de una sola terminación de Voltaje

Para conectar señales de voltaje de referencia única de voltaje (RSE) a la NI-USB 6009, se conecta la señal de voltaje a la terminal AI seleccionada y la señal de tierra a la entrada GND como se muestra en la **figura 2.14**

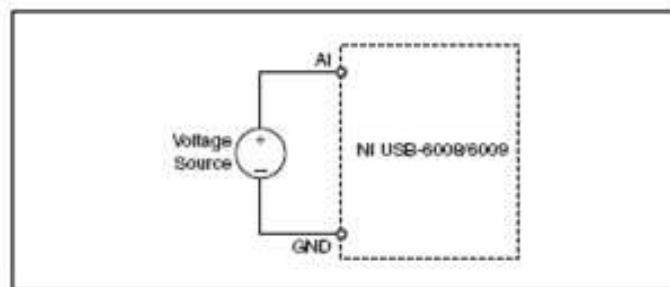


Figura 2. 14: Conexión de una señal simple de voltaje



Cuando no hay señales conectadas a una entrada analógica, un divisor de resistencia interna, puede hacer que el terminal flotante dé aproximadamente un valor de 1.4V.

Cuando un terminal de entrada analógico se configura como RSE, el comportamiento es normal y no afecta la medición de una señal cuando esta se conecta.

Para este proyecto cabe señalar que las señales cerebrales tienen un punto de referencia común (Tierra), por lo que la conexión a los terminales de la DAQ, son entradas simples de voltajes.

2.4.2 Tarjeta de Adquisición de Datos NI USB-6009

La tarjeta de adquisición utilizada para este proyecto tiene las siguientes características principales que se detallan en la **tabla 2.3**:

| | |
|--------------------------------------|-----------------------------------|
| Formato físico | USB |
| Sistema Operativo / Objetivo | Windows, Linux, Mac OS, Pocket PC |
| Tipos de Medida | Voltaje |
| Familia de Productos DAQ | Serie B |
| Compatibilidad con RoHS | Sí |
| Entrada Analógica | |
| Número de Canales | 8 SE/4 DI |
| Velocidad de Muestreo | 48 kS/s |
| Resolución | 14 bits |
| Muestreo Simultáneo | No |
| Rango de Voltaje Máximo | -10..10 V |
| Precisión del Rango | 138 mV |
| Rango de Voltaje Mínimo | -1..1 V |
| Precisión del Rango | 37.5 mV |
| Número de Rangos | 8 |
| Memoria Interna | 512 B |
| Salida Analógica | |
| Número de Canales | 2 |
| Razón de Actualización | 150 S/s |
| Resolución | 12 bits |
| Rango de Voltaje Máximo | 0..5 V |
| Precisión del Rango | 7 mV |
| Rango de Voltaje Mínimo | 0..5 V |
| Precisión del Rango | 7 mV |
| Capacidad de Corriente (Canal/Total) | 5 mA/10 mA |



| | |
|--------------------------------------|-------------------|
| E/S Digital | |
| Número de Canales | 12 DIO |
| Temporización | Software |
| Niveles Lógicos | TTL |
| Máximo Rango de Entrada | 0..5 V |
| Máximo Rango de Salida | 0..5 V |
| Entrada de Flujo de Corriente | Sinking, Sourcing |
| Filtros de Entrada Programables | No |
| Salida de Flujo de Corriente | Sinking, Sourcing |
| Capacidad de Corriente (Canal/Total) | 8.5 mA/102 mA |
| Contadores/Temporizadores | |
| Número de Contadores/Temporizadores | 1 |
| Resolución | 32 bits |
| Frecuencia Máxima de la Fuente | 5 MHz |
| Entrada Mínima de Ancho de Pulso | 100 ns |
| Niveles Lógicos | TTL |
| Rango Máximo | 0..5 V |
| Estabilidad de Tiempo | 50 ppm |
| Sincronización GPS | No |
| Generación de Pulso | No |
| Operaciones a Búfer | Sí |
| Eliminación de Rebotos | No |
| Temporización/Disparo/Sincronización | |
| Bus de Sincronización (RTSI) | No |
| Disparo | Digital |

Tabla 2. 3: Características de la tarjeta NI-USB 6009

2.4.3 Conexión entre el Circuito Acondicionado y la Tarjeta NI-USB 6009

Las seis señales depuradas en las etapas anteriores, se conectan como entradas simples a la tarjeta de adquisición de adquisición de datos, como se observa en la **figura 2.15**, ya que se tiene seis salidas analógicas amplificadas y filtradas; para en lo posterior estas señales ser tratadas y analizadas con mayor profundidad en el LabView

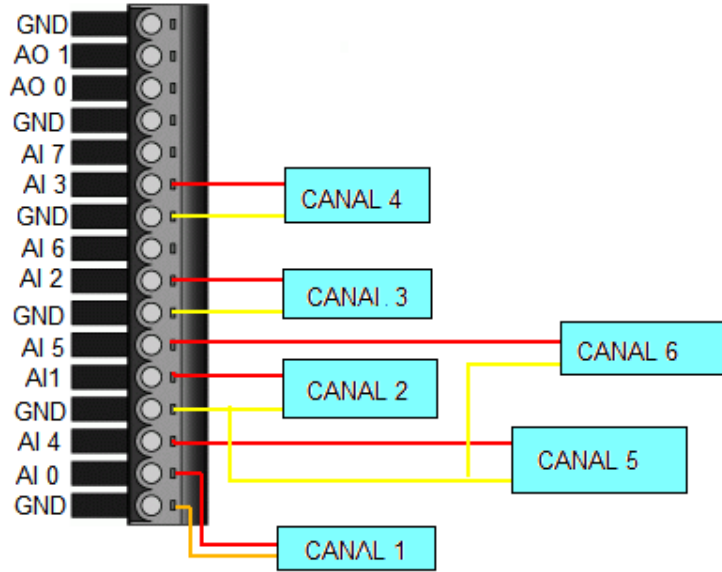


Figura 2. 15: Diagrama De Conexión Entre El Circuito Y La Tarjeta DAQ

En la **figura 2.16** se puede observar el diagrama de bloques del Electroencefalograma completo de seis canales.

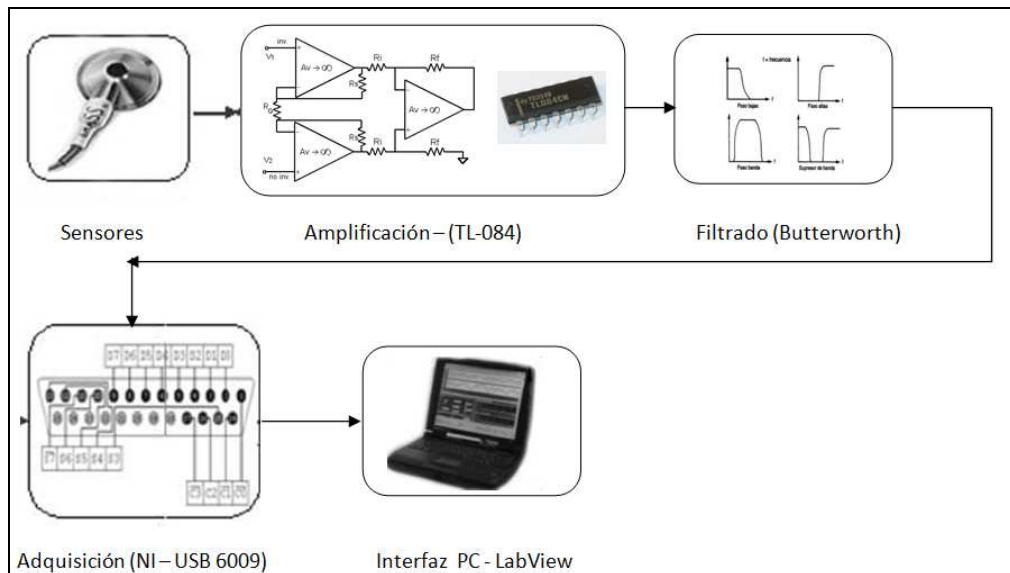


Figura 2. 16: Diagrama de bloques del EEG

Una vez llevada la parte teórica explicada anteriormente a la parte práctica, se tiene en la siguiente **figura 2.17**, la implementación de los circuitos de amplificación y filtrado en la placa de circuito impreso.



Figura 2. 17: Placa de circuito impreso

Una vez finalizado la conexión del hardware, se procede a ubicar los electrodos de acuerdo al método universal 10 / 20, con ayuda de un casco específico para este propósito. En la **figura 2.18** muestra el montaje final de los electrodos, y la visualización de las señales en el computador.



Figura 2. 18: Montaje final de electrodos

CAPÍTULO 3

**DISEÑO DEL SOFTWARE PARA ADQUISICIÓN,
VISUALIZACIÓN Y ANÁLISIS DE LAS SEÑALES**



3.1 ENTORNO LABVIEW

LabView cuyo nombre es la abreviatura de Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench, es un ambiente de programación en el cual, a diferencia de los lenguajes de programación tradicionales como son: el C, Pascal, Basic, en los cuales se programa utilizando instrucciones de texto, en él se programa en forma gráfica, con el lenguaje conocido como G. Pero el LabView es mucho más que un lenguaje de programación, es un ambiente de desarrollo y ejecución de sistemas diseñados por personas como científicos e ingenieros, en los cuales se necesita del programa para el trabajo.

Además es un lenguaje de programación gráfico para el diseño de sistemas de adquisición de datos, instrumentación y control. LabView permite diseñar interfaces de usuario mediante una consola interactivo basado en software, es a la vez compatible con herramientas de desarrollo similares y puede trabajar con programas de otra área de aplicación como por ejemplo Matlab. Tiene la ventaja de que permite una fácil integración con hardware, específicamente con tarjetas de medición, adquisición y procesamiento de datos (incluyendo adquisición de imágenes).

Posee varias ventajas para el desarrollo de aplicaciones como por ejemplo:

- El tiempo de desarrollo se reduce al menos de 4 a 10 veces, por ser muy intuitivo y fácil de comprender
- Ofrece gran versatilidad al sistema, permitiendo cambios y actualizaciones tanto del hardware como del software.
- Con un único entorno se integran las funciones de adquisición, análisis y presentación de datos.
- Trabaja bajo un compilador gráfico para lograr la máxima velocidad de ejecución posible.
- Tiene la posibilidad de incorporar aplicaciones escritas en otros lenguajes.



3.1.1 Instrumentos Virtuales

Los programas desarrollados en LABVIEW son denominados instrumentos virtuales o VI's debido a su similitud con los instrumentos físicos.

LABVIEW contiene un conjunto de VI's y funciones para adquirir, analizar, desplegar y almacenar datos, así como herramientas para desarrollo de códigos.

Partes de un VI

Un VI está conformado por tres partes:

Panel Frontal

Es la interfaz gráfica con el usuario, recoge los datos de entradas y presenta las salidas. Un panel frontal puede estar formado por botones, pulsadores, gráficos, etc. Los controles e indicadores pueden ser del tipo numérico, booleano, texto, gráficas, etc. La paleta de controles mostrada en la **figura 3.1** se utiliza únicamente en el panel frontal que contienen todos los controles e indicadores para crear la interfaz con el usuario.

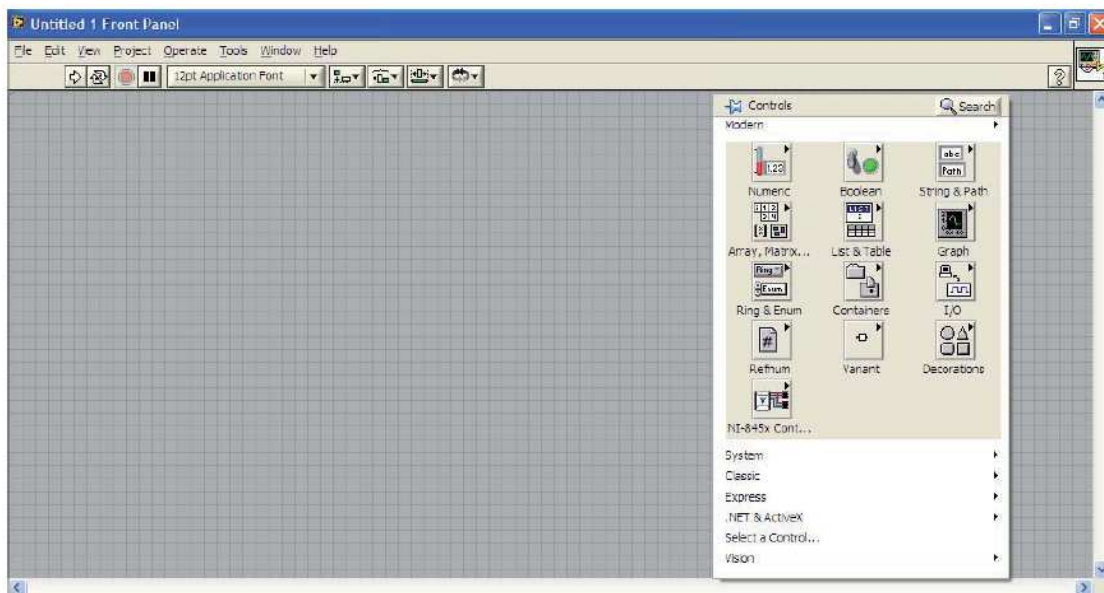


Figura 3. 1: Paleta de controles y Panel frontal

Diagrama de Bloques

El diagrama de bloques constituye el código fuente del VI, es donde se realiza la implementación del programa para controlar o realizar cualquier procesado de las entradas y salidas que se crearon en el panel frontal.

Además, incluye nodos elementales, funciones y estructuras, integradas en las librerías que incorpora el lenguaje G de LabView, se materializan en el diagrama de bloques mediante los terminales.

La paleta de herramientas de la **figura 3.2** se usa para editar y depurar los objetos en el panel frontal como en el diagrama de bloques. En tanto que la paleta de funciones se emplea en el diseño del diagrama de bloques, contiene funciones aritméticas de entrada/salida de señales, entrada/salida de datos a fichero, adquisición de señales, temporización de la ejecución del programa, etc.

Contiene el código gráfico correspondiente a los elementos colocados en el panel frontal.

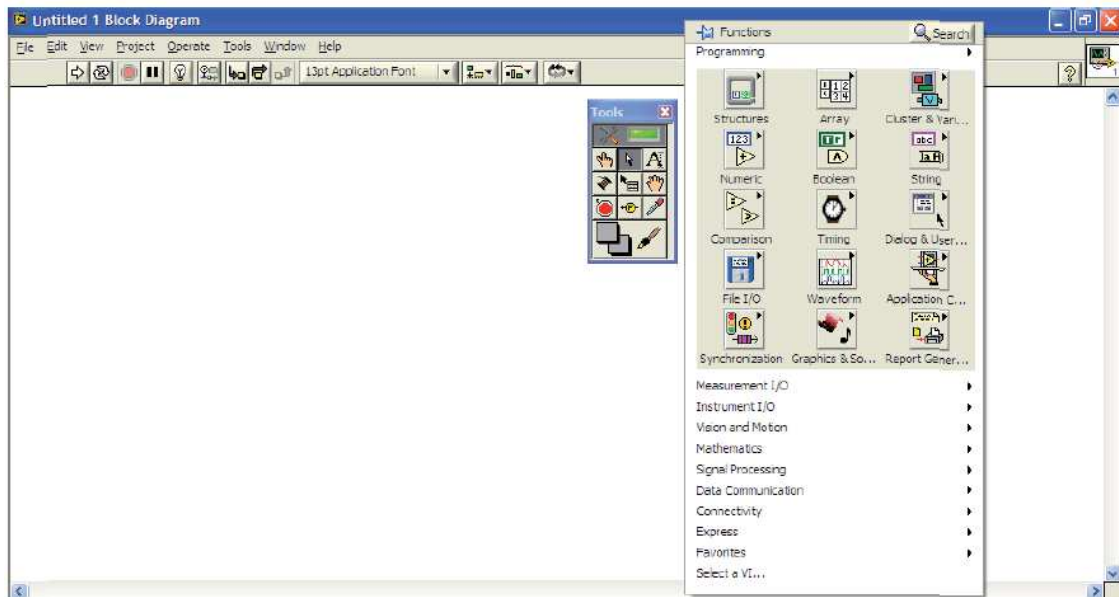


Figura 3. 2: Diagrama de Bloques, paleta de herramientas y funciones

Desarrollo de un VI

Al iniciar LABVIEW se despliega la ventana Getting Started, la cual permite crear un nuevo VI, crear un proyecto, abrir VI's o proyectos existentes, etc. La ventana Getting Started desaparece cuando abrimos o creamos un VI o un proyecto.

Creando y explorando un Proyecto

Un proyecto puede contener archivos creados desde el explorador de proyectos o añadidos desde otra ubicación de la PC.

El panel frontal contiene controles e indicadores que sirven para desarrollar la interfaz de usuario como se observa en la **figura 3.3**



Figura 3. 3: Controles e Indicadores

Paleta de Controles

Contiene todos los iconos de controles e indicadores para el desarrollo de la interfaz de usuario. Los controles e indicadores más usados están en la paleta "Modern", que se observa en la **figura 3.4**

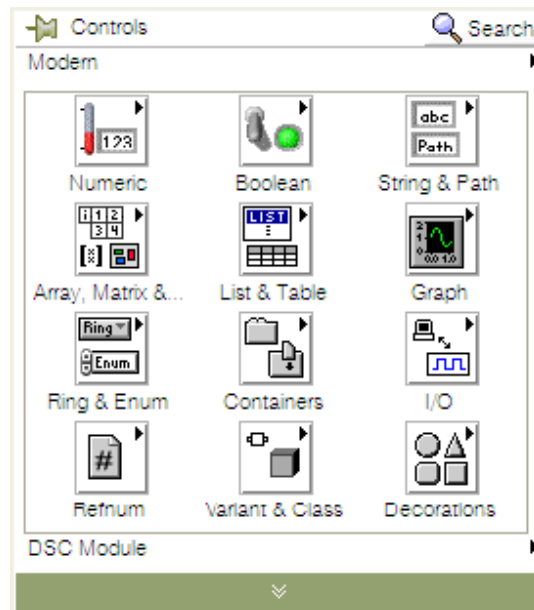


Figura 3. 4: Paleta de Controles e Indicadores

Menús Rápidos

Todos los elementos del Panel Frontal tienen asociado un Menú Rápido que permite cambiar su apariencia o comportamiento. También los elementos del diagrama de bloques tienen un menú rápido como se muestra en la **figura 3.5**

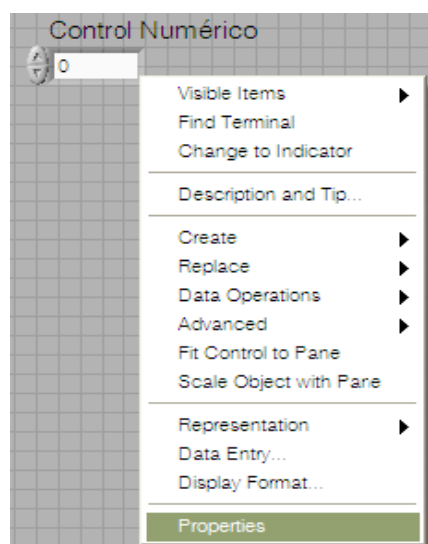


Figura 3. 5: Menú Rápido

3.1.2 Descripción de los Iconos de la Barra de Herramientas en el Panel Frontal



Puede ejecutar un VI al presionar este botón cuando aparece como una flecha blanca sólida. Y puede utilizar este VI como un SubVI. El VI se detiene cuando el VI completa su flujo de datos.



Al presionar este botón se ejecuta continuamente hasta que se presione el botón de STOP



Botón de STOP



Pausa/Continúa



Botón de ejecución para observar una animación de la ejecución del diagrama. Muestra los movimientos de los datos de un nodo a otro utilizando burbujas que se mueven a lo largo de los cables. Se utiliza a la par de los botones de Single stepping



Ejecución paso a paso dentro de un sub VI



Ejecución paso a paso con ejecución rápida de Sub VI



Salir al siguiente Sub VI



Probe: Se encuentra en el menú de herramientas y sirve para mostrar el valor de los datos en tiempo de ejecución



Punto de ruptura. Se encuentra en el menú de herramientas y se utiliza para colocar un punto de ruptura en un VI, nodo o cable en el diagrama de bloques y

detener la ejecución en ese lugar. Cuando se pone un punto de ruptura en un cable, la ejecución se detiene después de que los datos pasan a través de él.

En el diagrama de bloques no solo se muestran los íconos correspondientes a los elementos colocados en el Panel Frontal, sino también las diferentes funciones, constantes, estructuras y cables utilizados en la construcción del código o programa. Cada elemento del diagrama de bloques tiene terminales de entrada y/o salida como se observa en la **figura 3.6**.



Figura 3. 6: Terminales de Entrada y/o salida

Los elemento del Panel Frontal pueden ser vistos en el diagrama de bloques como ícono o como el tipo de dato que representan como se muestra en la **figura 3.7**.

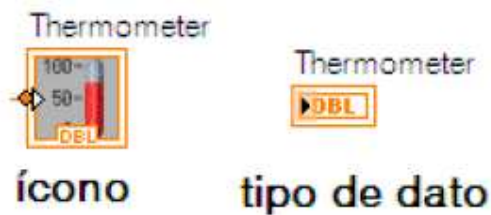


Figura 3. 7: Iconos del panel frontal

Tipos de Datos

Los datos usados en LABVIEW tienen un color y un tipo de cable característicos como se observa en la **figura 3.8**







| | |
|---|----------------------------------|
| Control Booleano  | Booleanos |
| Control Numérico 2  | Enteros de 32 bits |
| Control Numérico  | Doble Precisión (punto flotante) |
| Control String  | Strings (cadena de caracteres) |

Figura 3. 8: Tipos de datos

Paleta de Funciones

Contiene los VI's, funciones y constantes usadas para construir el código en el diagrama de bloques. Las funciones más usadas están en la subpaleta "Programming", que se la muestra en la **figura 3.9**



Figura 3. 9: Paleta Programming

Barra de Herramientas en el Diagrama de Bloques

A más de los íconos comunes al Panel Frontal, el diagrama de Bloques tiene íconos que se muestra en la **figura 3.10** que permiten administrar la simulación del código.

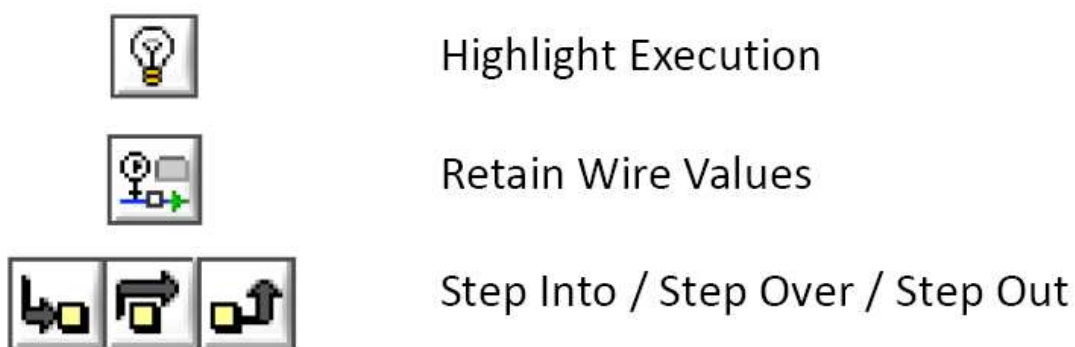


Figura 3. 10: Iconos del Diagrama de Bloques

3.2 CONFIGURACIÓN DEL SOFTWARE DE ADQUISICIÓN DE DATOS

Es necesaria la configuración en LabView, para que las señales cerebrales ingresadas a la tarjeta de adquisición de datos, por medio de los terminales analógicos (desde AI0 al terminal AI5), sean las requeridas para su posterior análisis en tiempo, frecuencia y coherencia.

Para evitar errores en LabView; hay que tener en cuenta que la tarjeta de adquisición de datos esté reconocida e instalada en la PC; esto se logra mediante el programa Measurement & Automation, que se genera al instalar en nuestro caso el LabView 2010.

A continuación se muestra en la **figura 3.11**, que la tarjeta está lista para utilizarse

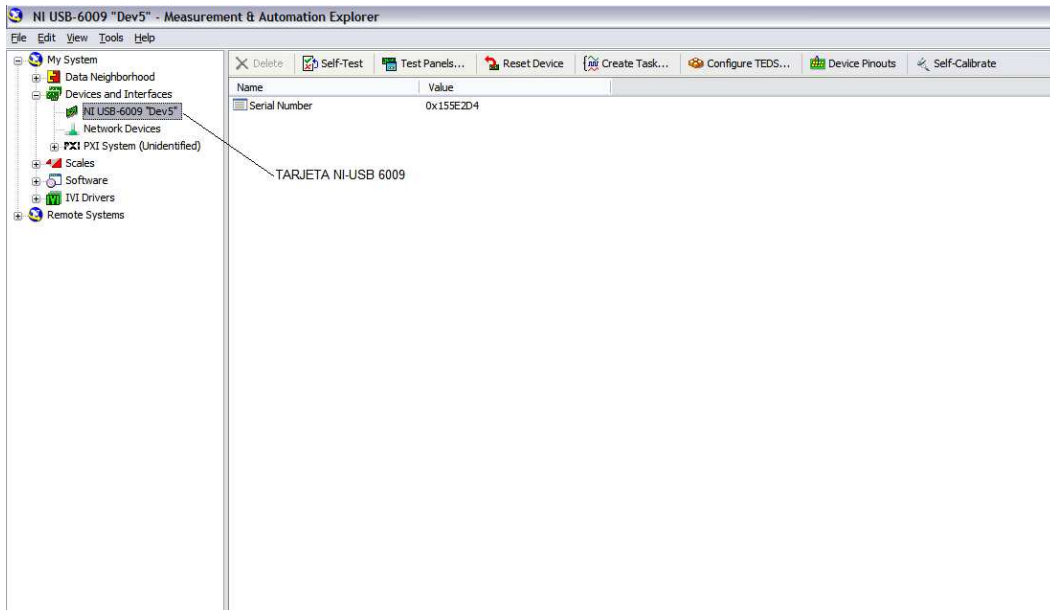


Figura 3. 11: Tarjeta NI-USB 6009 reconocida por la PC

Inmediatamente después se tiene un mensaje que la tarjeta de adquisición no tiene ningún problema en su estructura interna y se procede a pasar por una prueba de verificación (self-test) como se observa en la **figura 3.12**

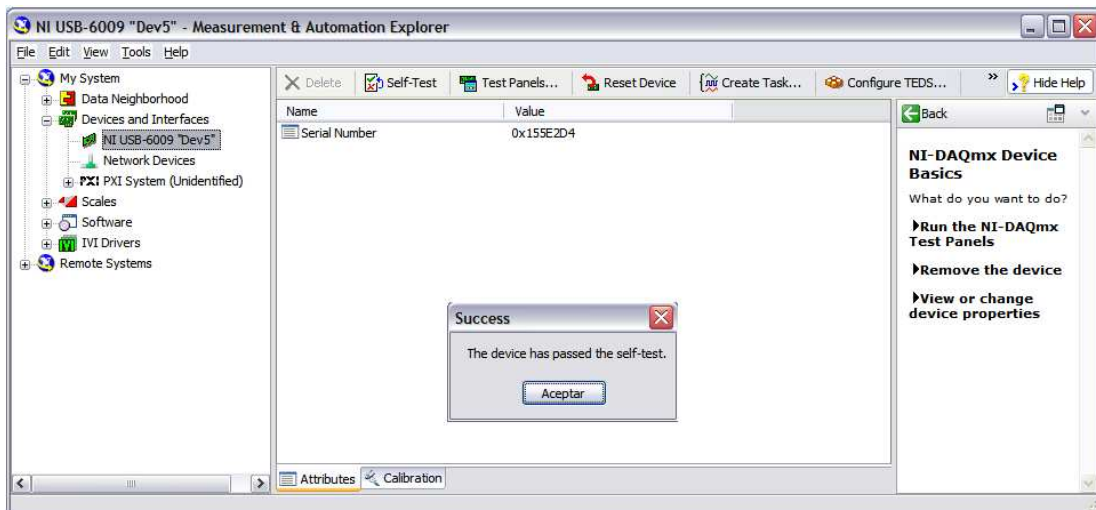


Figura 3. 12: Prueba de Verificación de la tarjeta NI-USB 6009



Dentro del entorno LabView se procede a configurar algunos parámetros necesarios para el correcto funcionamiento de la tarjeta de adquisición utilizada, como se muestra en la **figura 3.13**

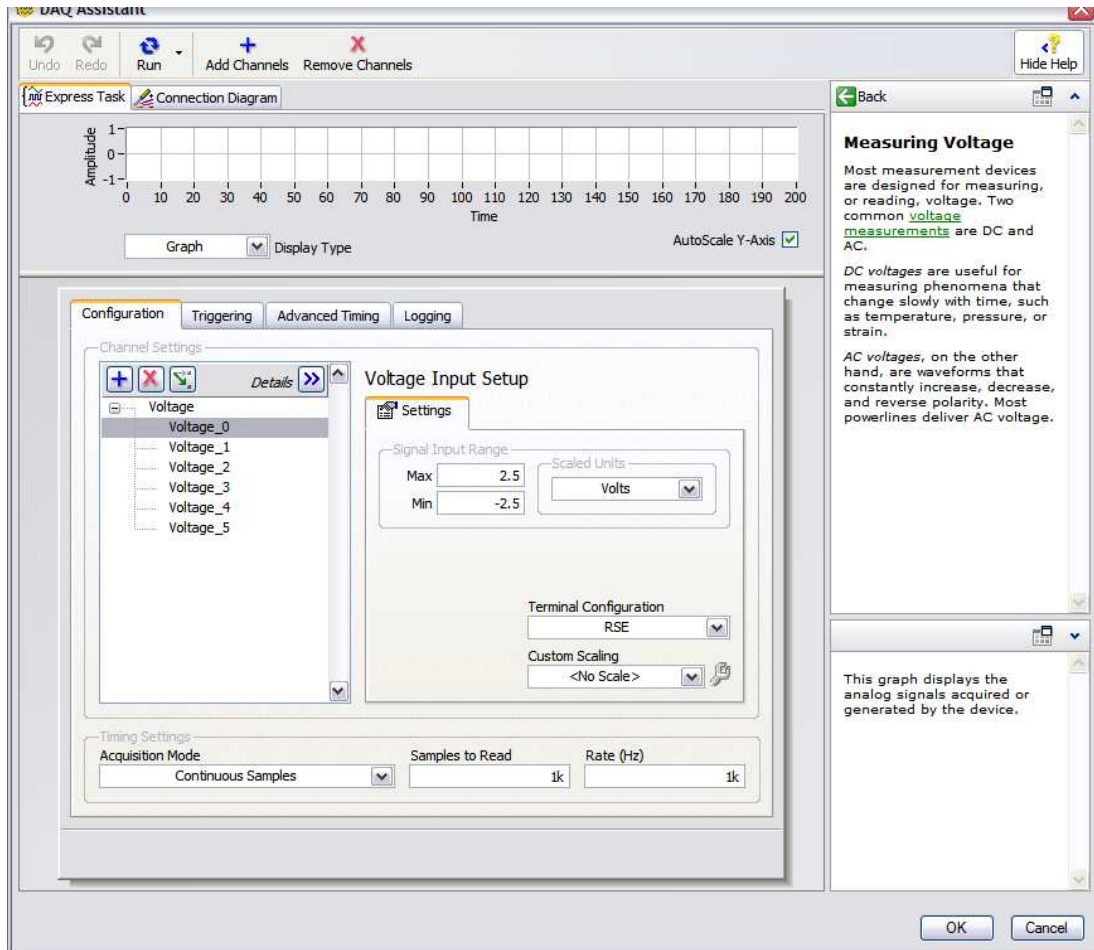


Figura 3. 13: Pantalla de Configuración de la Tarjeta NI-USB 6009

Primero se selecciona las seis entradas analógicas de dicha tarjeta, después se procede a configurar los niveles de voltaje de la tarjeta entre un máximo y mínimo según el voltaje de la señal adquirida, en este caso entre un rango de 2 V y -2V, ya que las señales amplificadas están en el orden de los milivoltios.

Después los tipos de señales a ser adquiridas, en este proyecto son seis señales simples, conectadas a una tierra común, para esto se elige la configuración RSE.



Inmediatamente después se asegura el Modo de Adquisición, en este caso es adquisición de datos continuos, que solamente se detiene en el instante de salir del programa

Finalmente se configura la frecuencia de la tarjeta de adquisición que tiene un valor máximo de 48 KHz, por las especificaciones técnicas recomendadas por el fabricante y la frecuencia de muestreo que es el número de muestras que lee el programa como se pudo observar en la **figura 3.13**

3.3 FILTROS IMPLEMENTADOS EN LABVIEW

Control para Filtro FIR:

Los filtros FIR digitales son aplicados en los seis canales; se implementa este filtro con una configuración pasabanda para eliminar el ruido proveniente de la red y eliminar la componente de continua que se adhieren a la señal cerebral. A continuación en la figura 3.14 se muestra el Sub vi de este filtro.

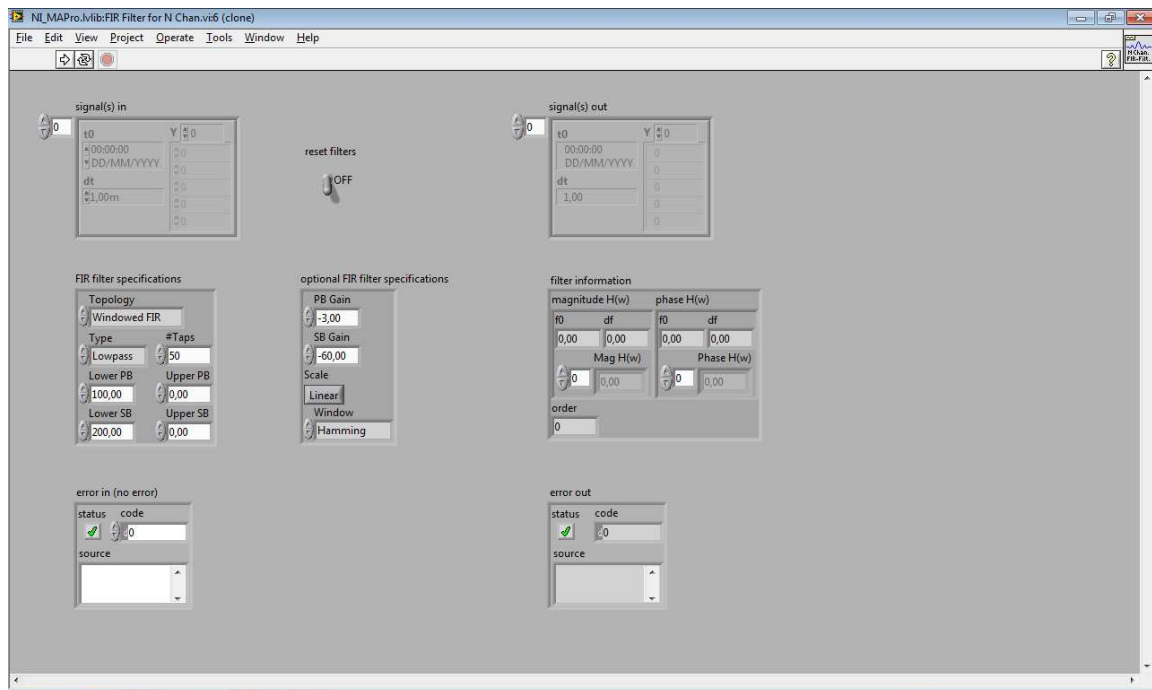


Figura 3. 14: Sub vi del filtro FIR

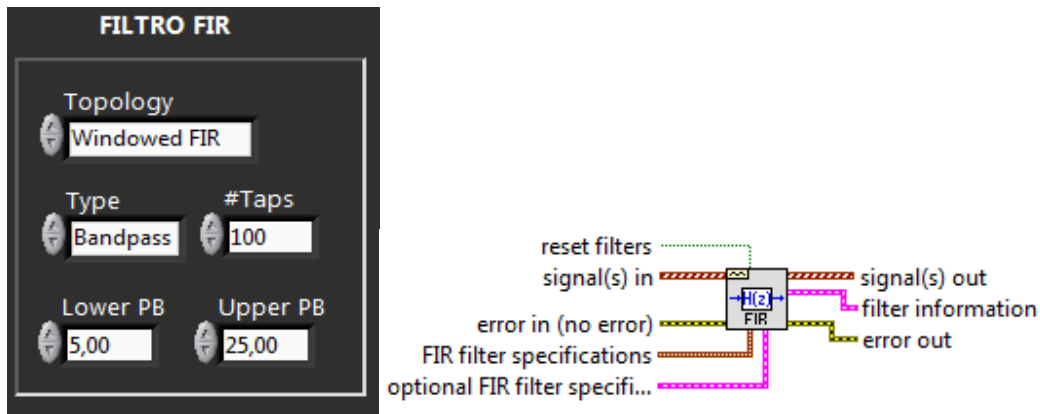


Figura 3. 15: Especificaciones del filtro FIR

Entradas:

Signal in: Es la forma de onda cualquiera a ser filtrada; para la tarjeta de adquisición, máximo una señal de ± 10 [V] de amplitud

Fir Filter specifications: Valores de especificación del filtro: tipo de filtro (lowpass, highpass, bandpass, etc.), los valores de las frecuencias de los filtros mencionados anteriormente y finalmente el número de taps seleccionados

Optional FIR filter specifications: tipo de ventana empleada (hanning, hamming, rectangular, etc.) en el programa por defecto está la ventana de hamming.

Salidas:

Signal out: Señal cerebral filtrada de cada canal.

Todas estas opciones están en la siguiente ventana de control, como se muestra en la **figura 3.15**

Filtro Pasa Alto Implementado

Este filtro que se muestra en la **figura 3.16** sirve para atenuar las frecuencias menores a 2 [Hz] y solo permite el paso de frecuencias mayores, las frecuencias

menores a 2 Hz son complejas de apreciar ya que se las obtiene con una persona en un sueño profundo.

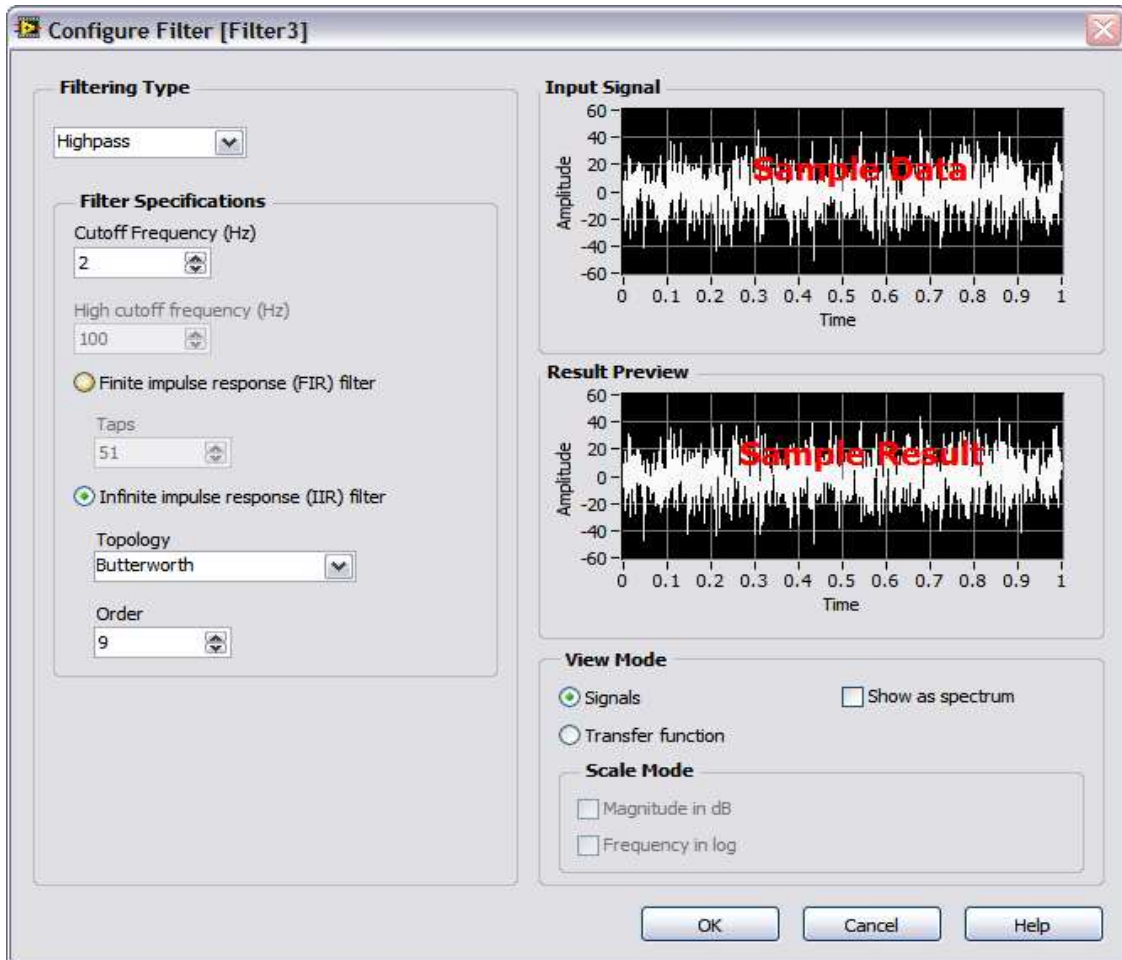


Figura 3. 16: Sub Vi para el Filtro Pasa Alto

Filtro Pasa Bajo Implementado

El filtro pasa bajas que se utiliza en LabView ; es para eliminar las señales indeseables debido al ruido u otras interferencias, ya que las señales cerebrales están en un rango de 3.5 [Hz] a 30 [Hz], por lo que es necesario filtrar las frecuencias mayores a 30 Hz, en la **figura 3.17** se muestra la configuración de este filtro.

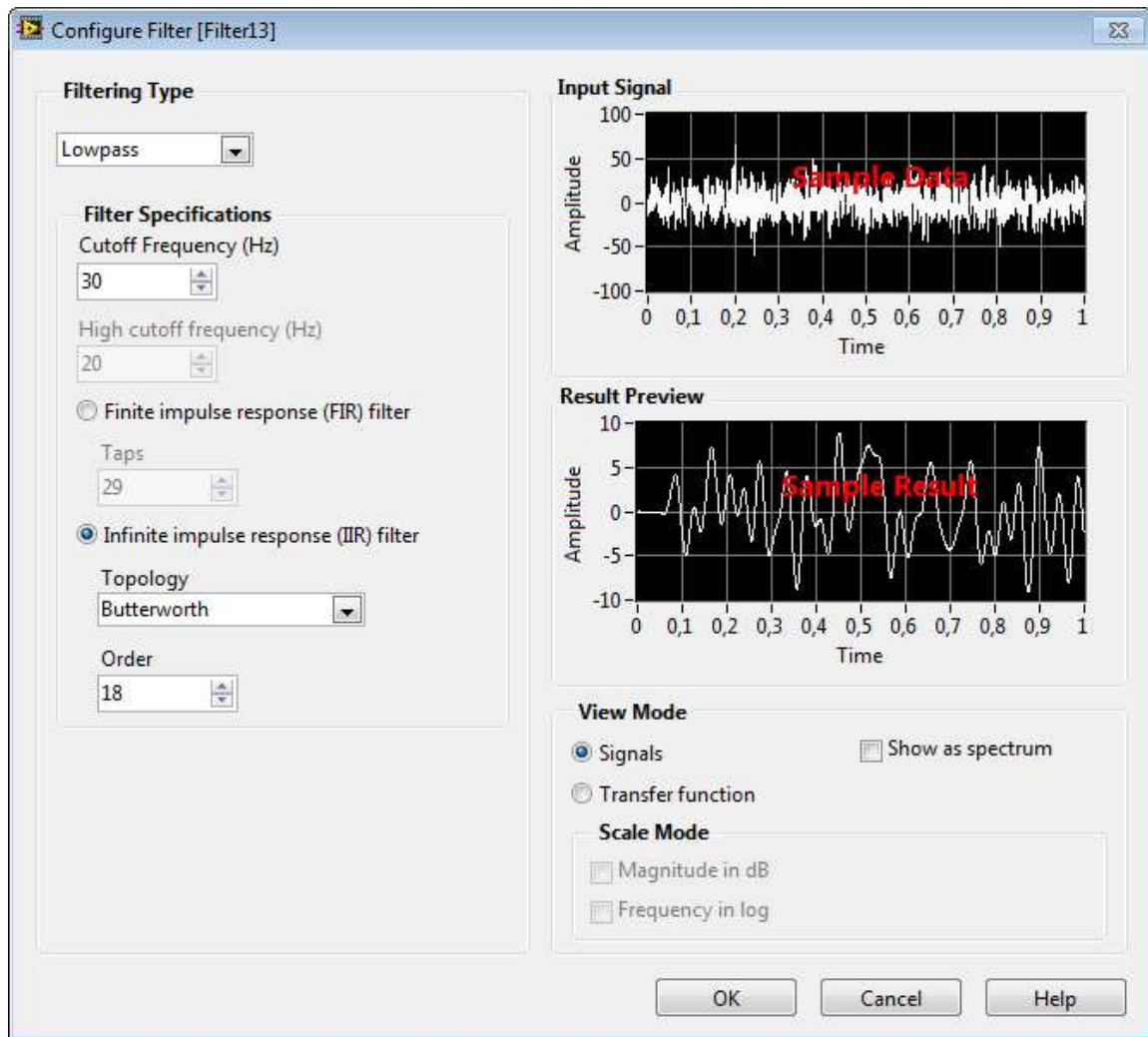


Figura 3. 17: Sub Vi para el Filtro Pasa Bajo

3.4 ANÁLISIS ESPECTRAL: MÉTODO DE WELCH

Este método de Welch como se observa en la **figura 3.18**; es el más adecuado para la respuesta de frecuencia, debido a que últimamente han venido ganando interés algunos procedimientos que permiten mejorar las características de los espectrogramas a partir de los cuales se calcula los indicadores en el dominio de la frecuencia como el método del periodograma de Welch basado en la promediación de los espectrogramas y los llamados periodogramas suavizados

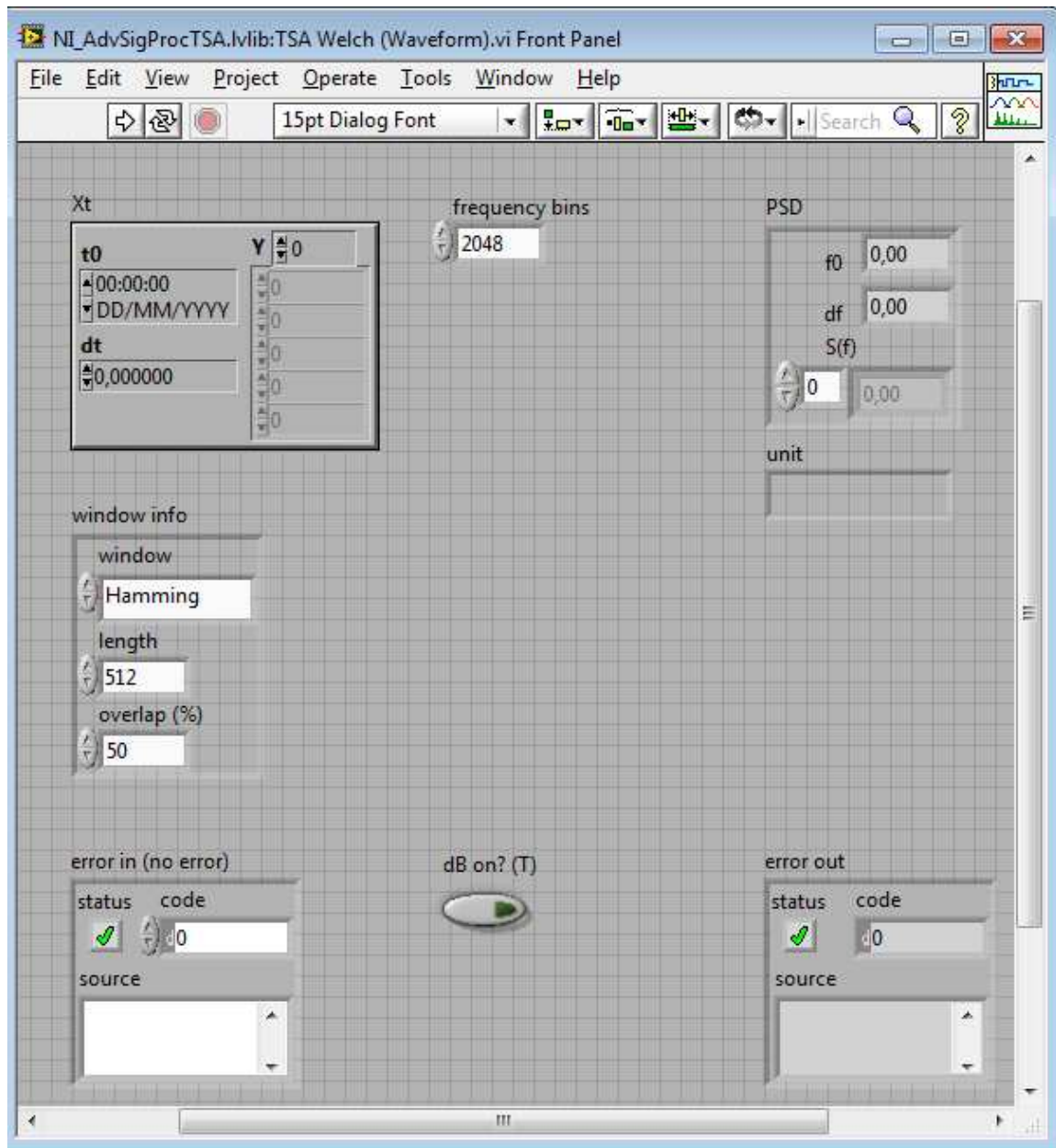


Figura 3. 18: Sub VI del espectro de Welch

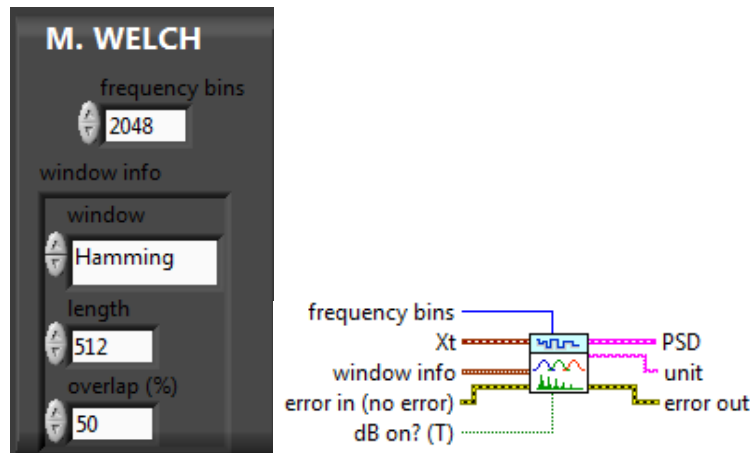


Figura 3. 19: Especificaciones del Método de Welch

Entradas:

Frecuency bins: Especifica el número de muestras de frecuencia para calcular el espectro de potencia, el valor predeterminado es 1024

Xt: Entrada de la señal digital al método de Welch.

Window info: valores de especificación del tipo de ventana a ser utilizado:

Tipo de ventana: hamming, blackman, flat top, etc.

Length: Es el valor de la longitud de ventana. El valor predeterminado es -1, que indica que la longitud de la ventana es igual a la longitud de las series de tiempo de entrada,

Overlap: Especifica la superposición, en porcentaje, de la ventana que se mueve en este VI, se aplica a las series de tiempo. Este parámetro determina cuántos datos reutiliza este VI de la matriz de espacio de la señal. Una gran superposición reduce la variación del espectro de potencia resultante, pero aumenta el tiempo de cálculo. El valor predeterminado es de 50, que especifica que la coincidencia es la mitad de la longitud de la ventana.



Salidas:

PSD: retorna el valor del espectro de potencia para la respectiva señal adquirida

Todas estas opciones están en la siguiente ventana, como se puede observar en la **figura 3.19**

3.5 ANÁLISIS DE COHERENCIA EN FRECUENCIA

La Coherencia es una forma de medir que tan semejantes son dos señales en frecuencia. Para nuestro caso práctico se utiliza la comparación de las señales de cada canal, y aplicamos la definición de coherencia en frecuencia como se hace referencia en el apartado 1.9.1.3 de la definición de coherencia.

El sub Vi utilizado consta de la siguientes partes que se detalla a continuación

Frequency Response Frequency: Calcula la frecuencia de respuesta y la coherencia sobre la base de las señales de entrada. Los resultados se devuelven como la magnitud, fase y coherencia

Auto Power Spectrum: Calcula el auto espectro de potencia promedio de la señal temporal de datos.

Cross Power Spectrum: Calcula el espectro cruzado de potencia promedio de las señales de entrada. Los resultados se devuelven como magnitud y fase.

El sub Vi queda implementado como se lo puede observar en la figura 3.20

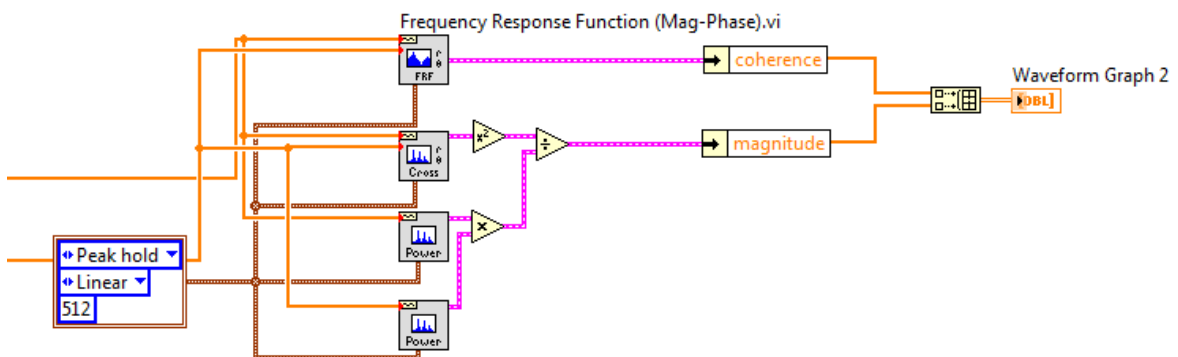


Figura 3. 20: Bloque de Coherencia

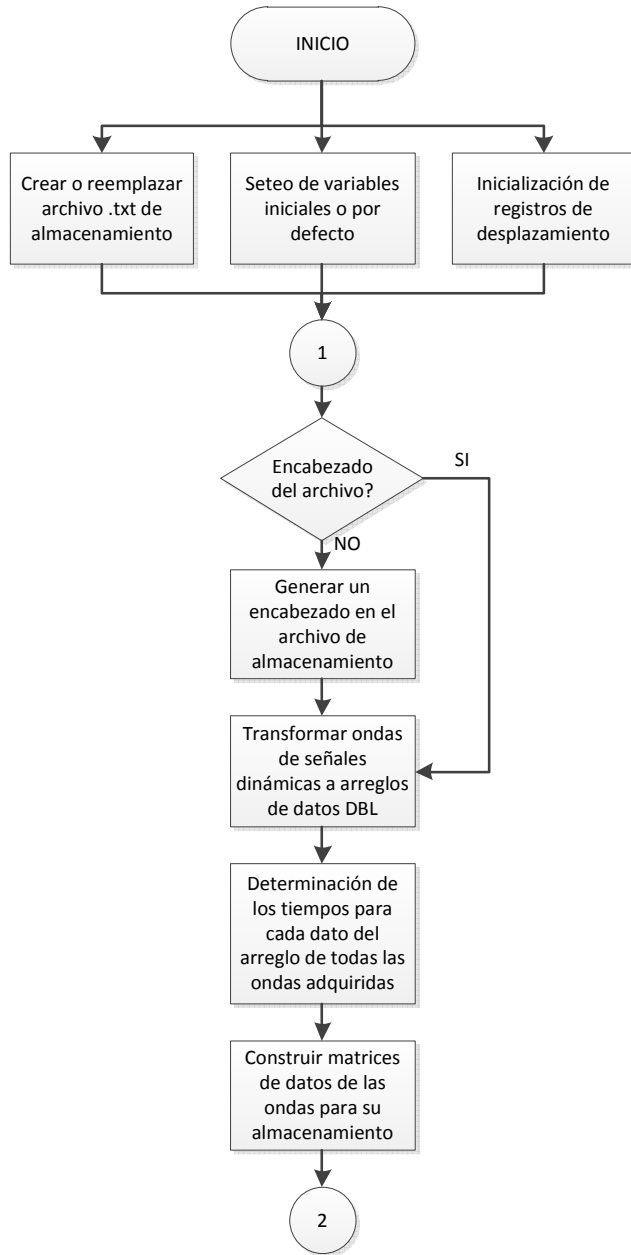


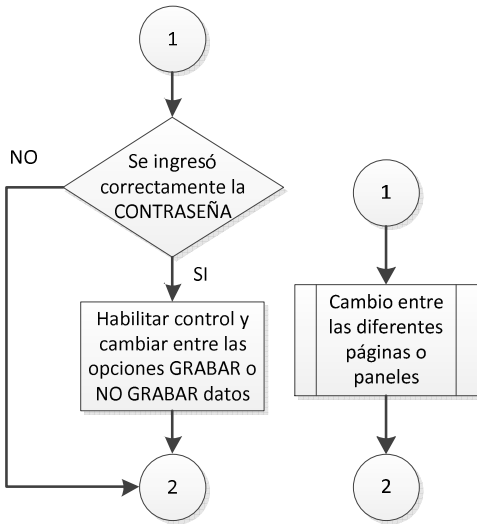
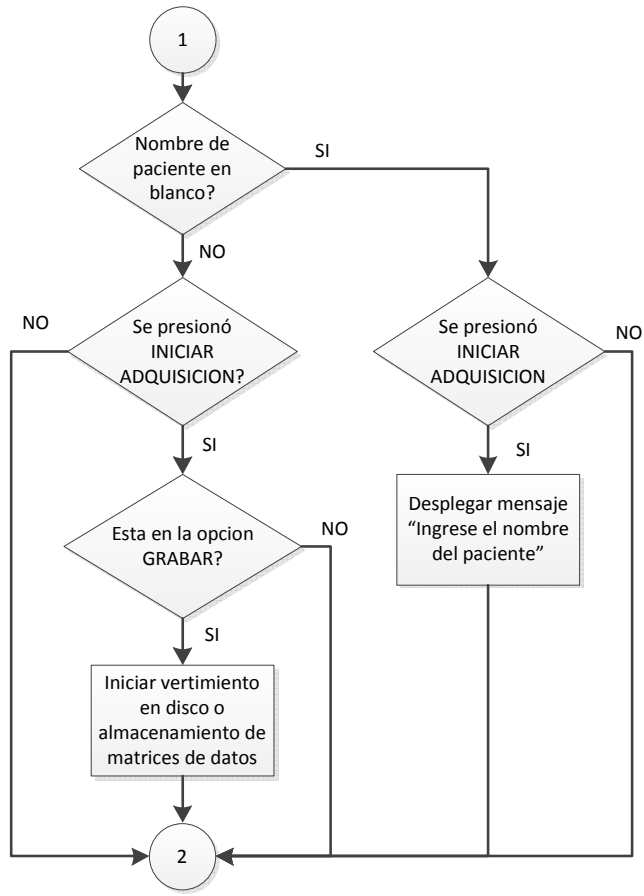
En LabView se utiliza un Sub Vi de coherencia en frecuencia, que en el programa compara las frecuencias de los lóbulos frontales, parietales y occipitales.

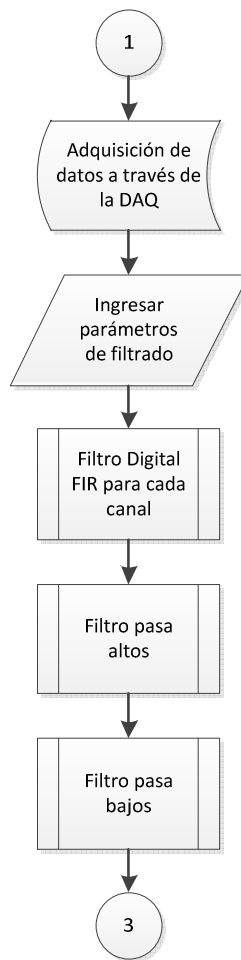
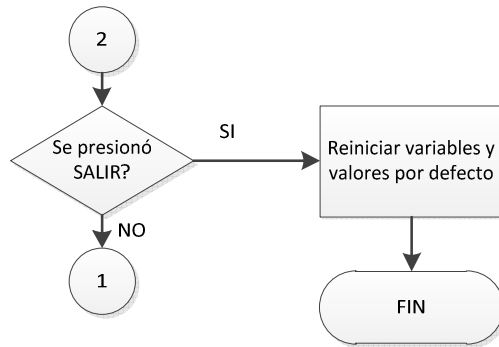
La coherencia trata de examinar si la señal que registran dos electrodos tienen las mismas frecuencias para dos canales en estudio. La medición varía entre 0 y 1, o entre 0 % y 100 %. Un valor superior al 80 % habla de una fuerte coherencia. Un valor entre el 65% y el 80% es una coherencia leve, entre el 50% y 65% coherencia moderada, y por debajo del 50% coherencia baja o nula.

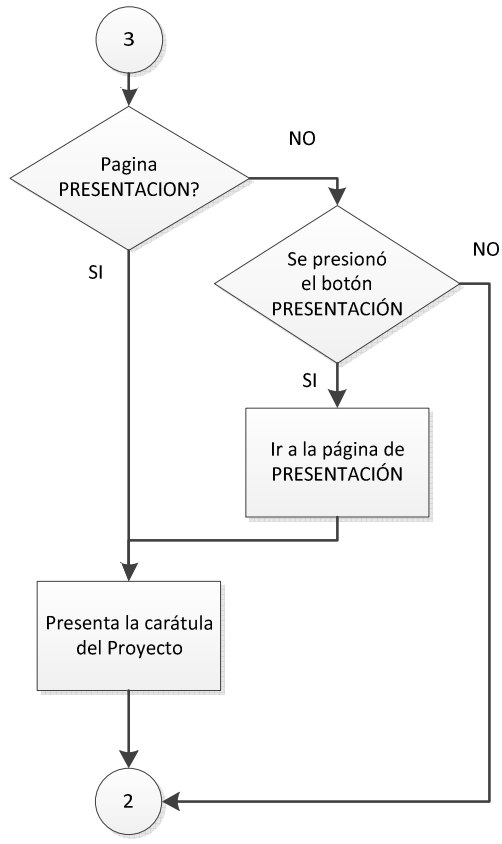
3.6 DIAGRAMA DE FLUJO

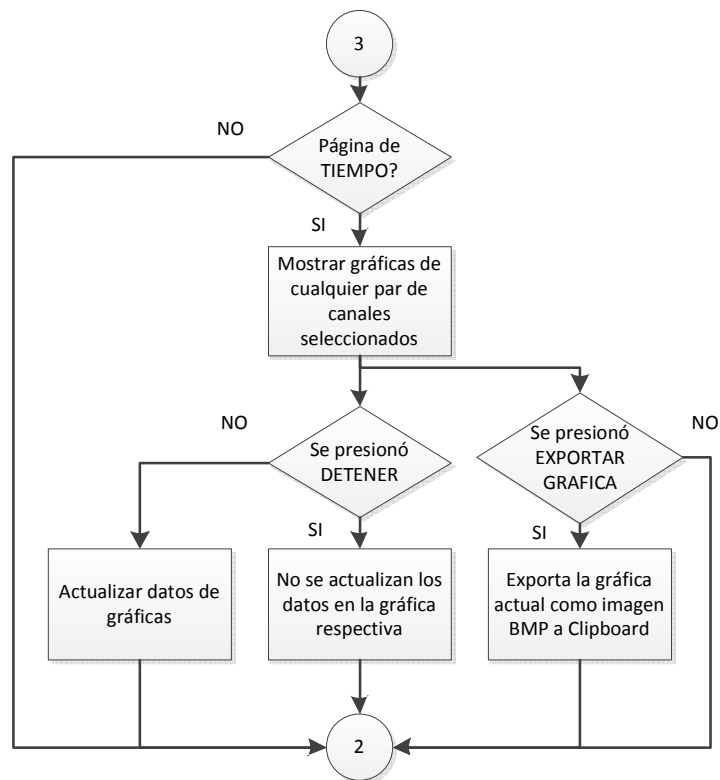
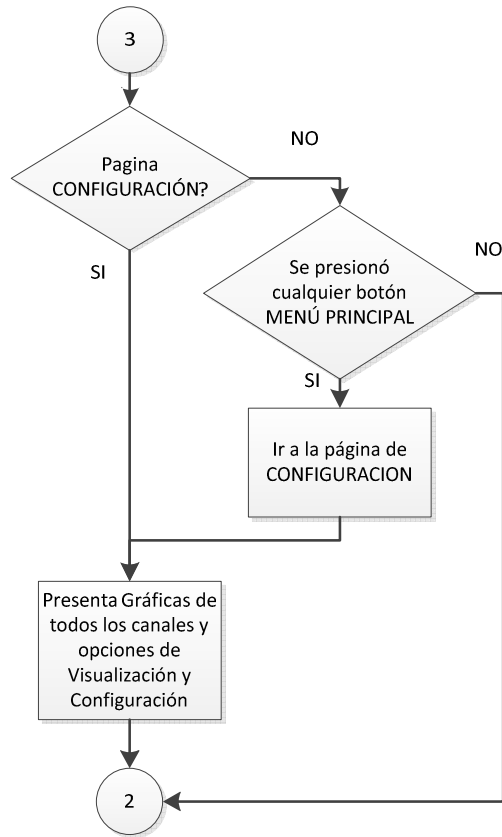
Una vez analizado los parámetros para el acondicionamiento de la señal, las señales adquiridas son las óptimas para su análisis en tiempo, frecuencia y coherencia, para lo cual se desarrolló el programa en LabView, en donde se especifican todos los algoritmos implementados en el siguiente diagrama de bloques.

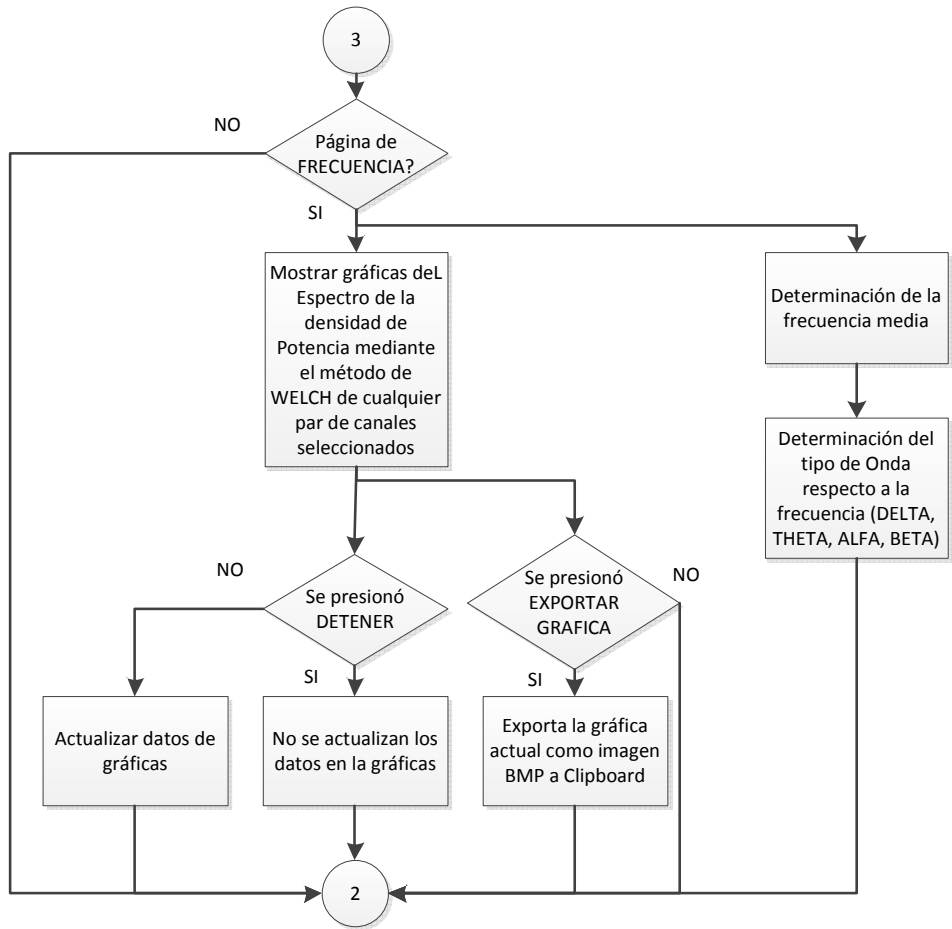


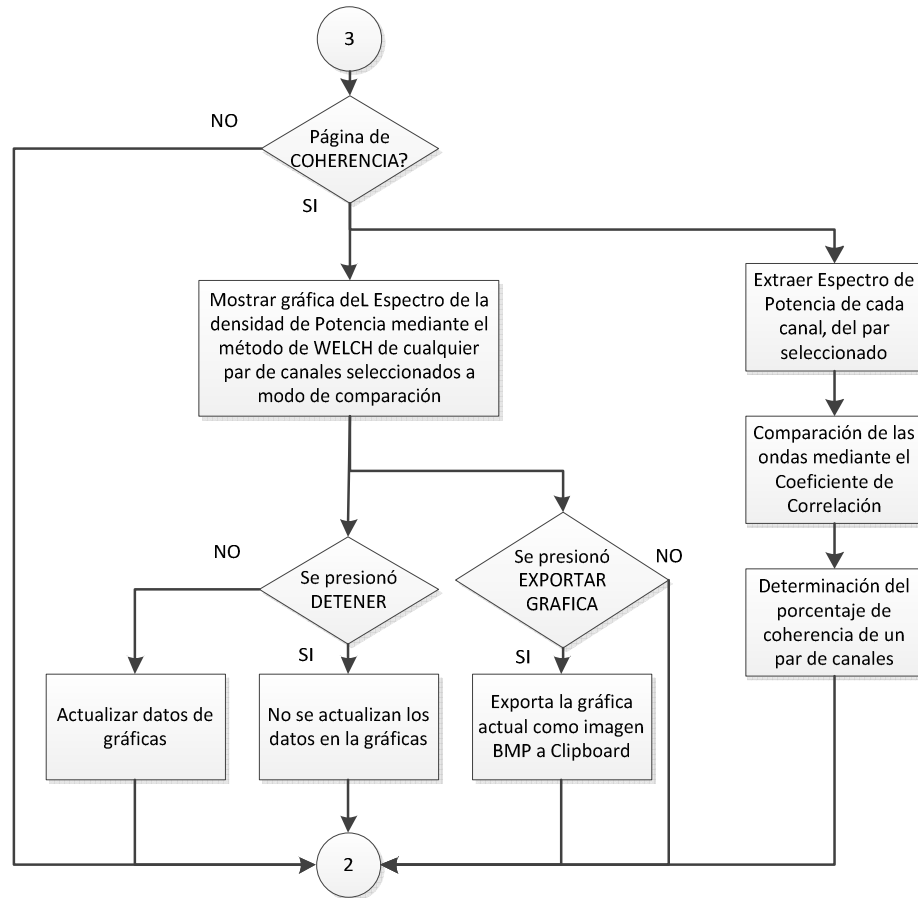












3.7 ESQUEMÁTICO DEL DIAGRAMA DE BLOQUES

3.7.1 Adquisición y filtrado de señales

La primera parte del software comprende el bloque de la tarjeta de adquisición de datos, seguido de los filtros digitales mencionados anteriormente, como se puede observar en la **figura 3.21**

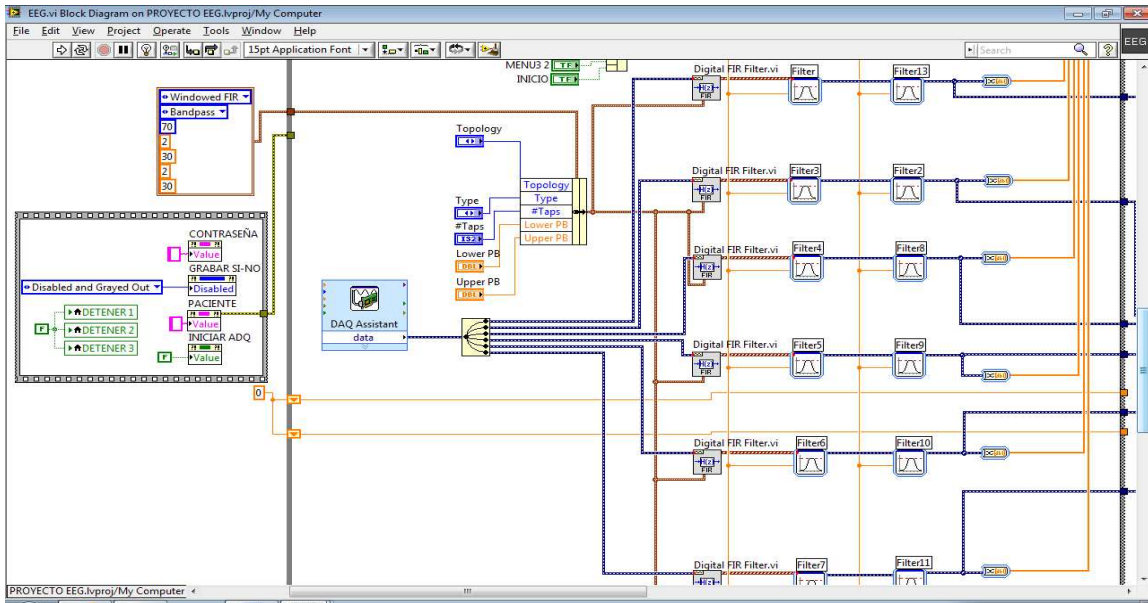


Figura 3. 21: Diagrama de bloques de adquisición y filtrado de señales

3.7.2 Análisis de Tiempo

En la subrutina de tiempo, podemos observar las gráficas en el dominio del tiempo, antes se aplican los filtros digitales para evitar visualizar en lo posible las señales de ruido, como se muestra en la **figura 3.22**

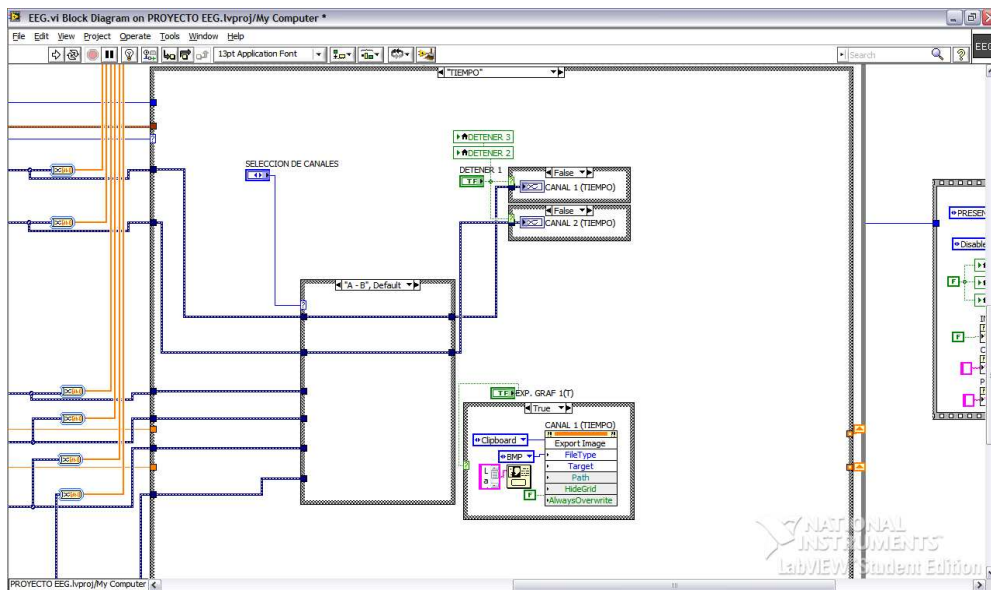


Figura 3. 22: Diagrama de bloques de análisis de Tiempo



3.7.3 Análisis de Frecuencia

Esta función de Welch nos sirve para estimar la frecuencia de las señales cerebrales, a la cual se tiene un máximo de la potencia de la señal. En estas gráficas del espectrograma podemos observar las diferentes frecuencias dependiendo los estados del sujeto, como se indica en la **figura 3.23**

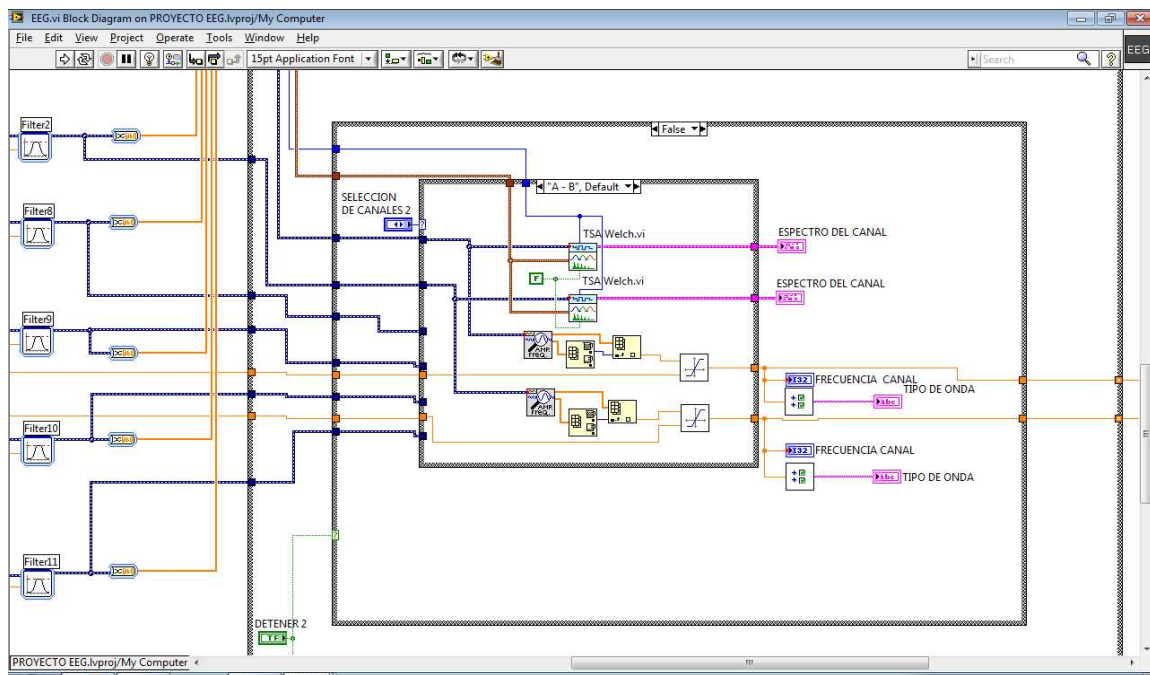


Figura 3. 23: Diagrama de bloques de análisis de frecuencia

3.7.4 Análisis de Coherencia en Frecuencia

Para el análisis de la coherencia en frecuencia, es necesario utilizar las funciones adecuadas para aplicar la definición de dicho parámetro en LabView, que compara las dos señales de los lóbulos cerebrales en frecuencia como se observa en la **figura 3.24**, si nos da un valor cercano a 100% las señales son coherentes, caso contrario si nos da un valor cercano a 0% las señales son incoherentes.

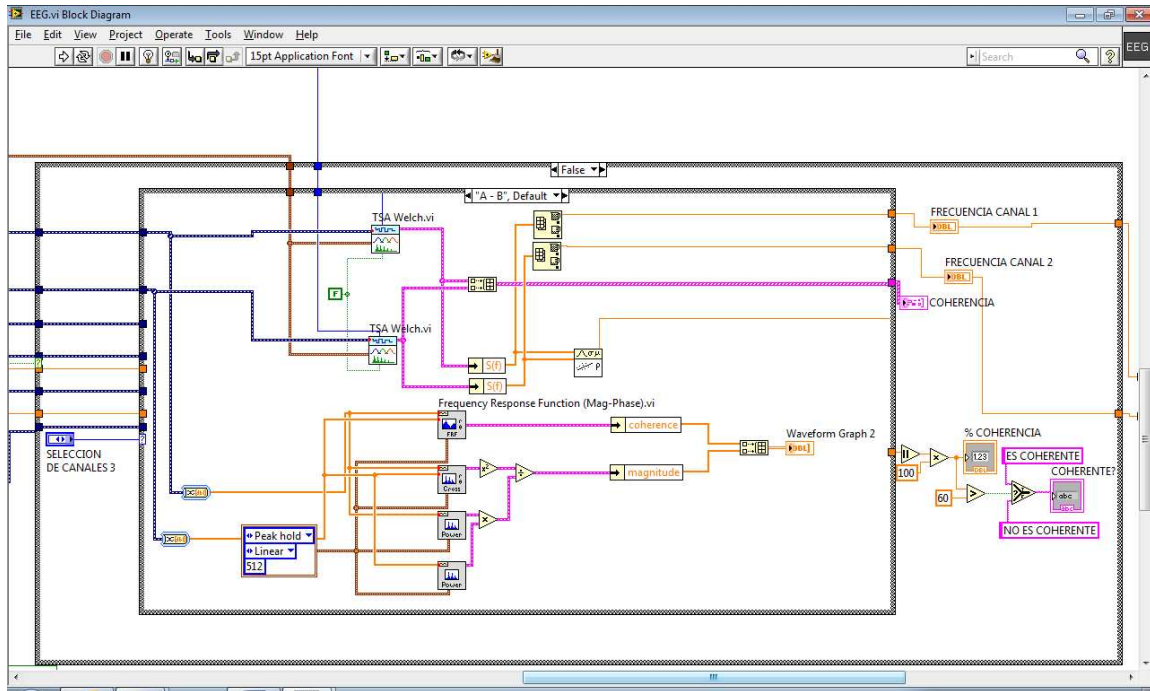


Figura 3. 24: Diagrama de bloques del Análisis de Coherencia en Frecuencia

3.8 Paneles frontales

Los principales paneles frontales, consta de varias pantallas:

La pantalla de presentación en donde se inicia el software para el análisis de las señales como se observa en la **figura 3.25**

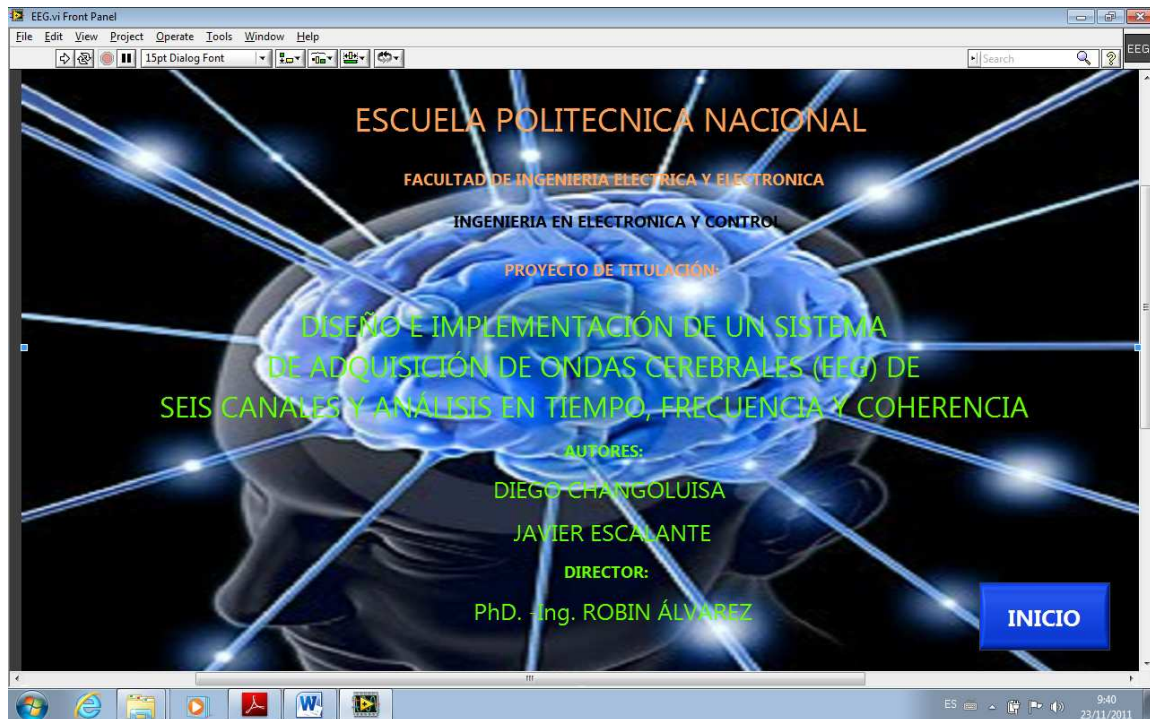


Figura 3. 25: Pantalla de Presentación

3.9 SELECCIÓN DEL TIPO DE ANÁLISIS DE LAS SEÑALES CEREBRALES

En la pantalla de selección que se indica en la **figura 3.26** se tiene las gráficas a visualizar y analizar como son el tiempo, frecuencia y coherencia. Así como también los parámetros del filtro FIR y de los filtros pasa bajos y pasa altos

En esta pantalla se configuran tanto los parámetros del filtrado digital, como también la frecuencia de corte tanto en alta como en baja de los filtros pasa alto y pasa bajo respectivamente.

Otro parámetro importante es el bloque de inicio de adquisición, el cual mediante una contraseña, se puede decidir si se ejecuta automáticamente la secuencia para creación de un archivo, en donde se almacenará los datos de tiempo.

En la figura 3.26 también, se puede observar que para asegurar un correcto funcionamiento del programa, previo a la adquisición de las señales, se ha probado mediante un simple tono conectado a todos los canales.



Figura 3. 26: Pantalla de Selección

3.9.1 Panel frontal de análisis de Tiempo

El análisis de tiempo obtenido de las señales cerebrales mediante la tarjeta de adquisición de datos, se observa las amplitudes de la señal y su forma, es decir los cambios drásticos de amplitud dependiendo del estado del sujeto. La ganancia total, se la calculó en el capítulo anterior y para una señal cerebral tenemos una señal amplificada aproximadamente a 7000 veces.

A continuación se muestra en la **figura 3.27** un registro realizado de la onda cerebral donde se observa la gráfica amplitud vs. tiempo y se selecciona los canales a visualizar en detalle.



Figura 3. 27: Gráfico de Tiempo

3.9.2 Panel Frontal de análisis de frecuencia

En el análisis de la frecuencia, se observa el tipo de frecuencia que se tiene al tomar las señales del cerebro, se indica el tipo de onda, y el valor de la frecuencia para cada canal, es decir para cada lóbulo del cerebro. A continuación se presenta en la **figura 3.28** la respuesta de frecuencia para los canales A Y B seleccionados



Figura 3. 28: Gráfico de Frecuencia

3.9.3 Panel Frontal de Análisis de Coherencia en Frecuencia

Al igual que en los casos anteriores, se puede observar mediante un indicador si las frecuencias de los lóbulos frontales, parietales y occipitales son coherentes, si existe un valor cercano al 100% existe coherencia cerebral, caso contrario si se visualiza un valor por debajo del 50% no existe la coherencia cerebral, como se muestra en la **figura 3.29**

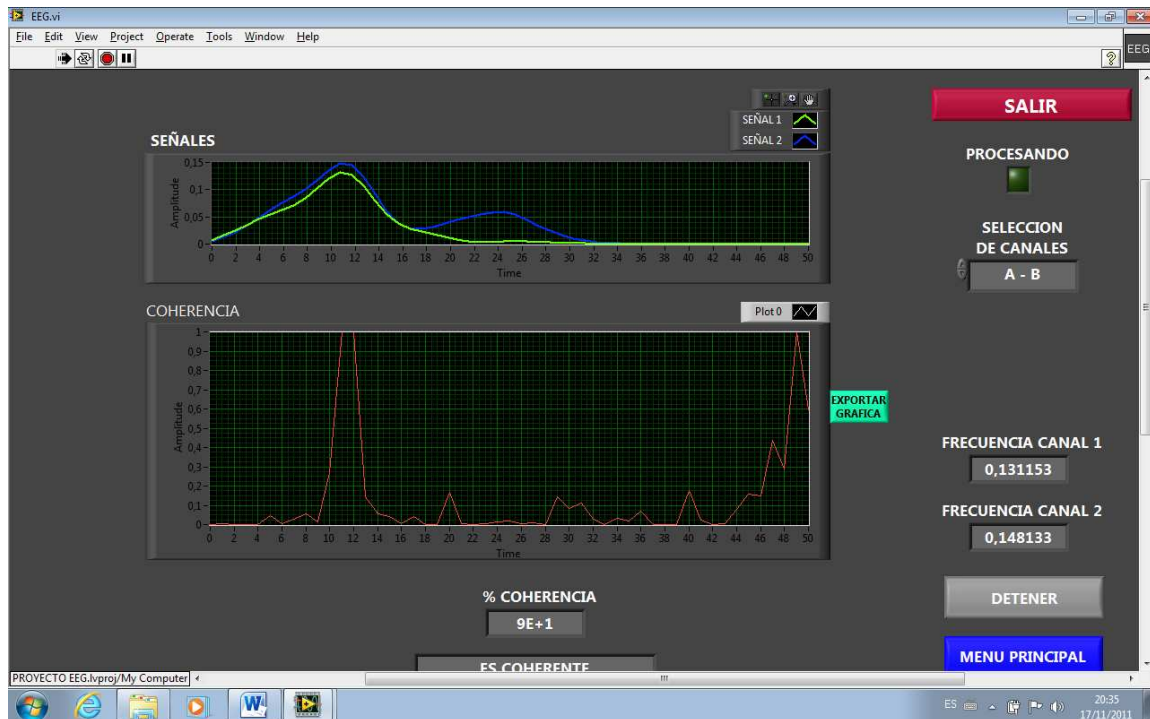


Figura 3. 29: Gráfico de Coherencia en frecuencia

3.10 ALMACENAMIENTO DE DATOS

Mediante un Sub VI se puede almacenar o grabar los datos, los datos de las seis señales en el dominio del tiempo, luego de las etapa de filtrado, Este Sub VI crea un archivo con extensión .txt, con un nombre que depende del usuario.

Este archivo contiene:

El nombre del Paciente, la fecha y los datos de tiempo para ser visualizados y analizados en otros programas computacionales.

3.11 EXPORTACIÓN DE GRÁFICOS

Para los seis canales del EEG, se tiene una opción de exportar los gráficos de cada uno de los parámetros de estudio como son: tiempo frecuencia, coherencia, mediante el icono de exportar gráfico que se encuentra en el extremo derecho de cada gráfica y como se muestra en la **figura 3.30**, estos gráficos pueden ser almacenados en un procesador de texto para su posterior análisis.



Figura 3. 30: Icono para Exportar gráfica

La figura 3.31 muestra la gráfica exportada de LabView para observar de mejor manera dichas gráficas; para un mejor análisis en tiempo diferido.

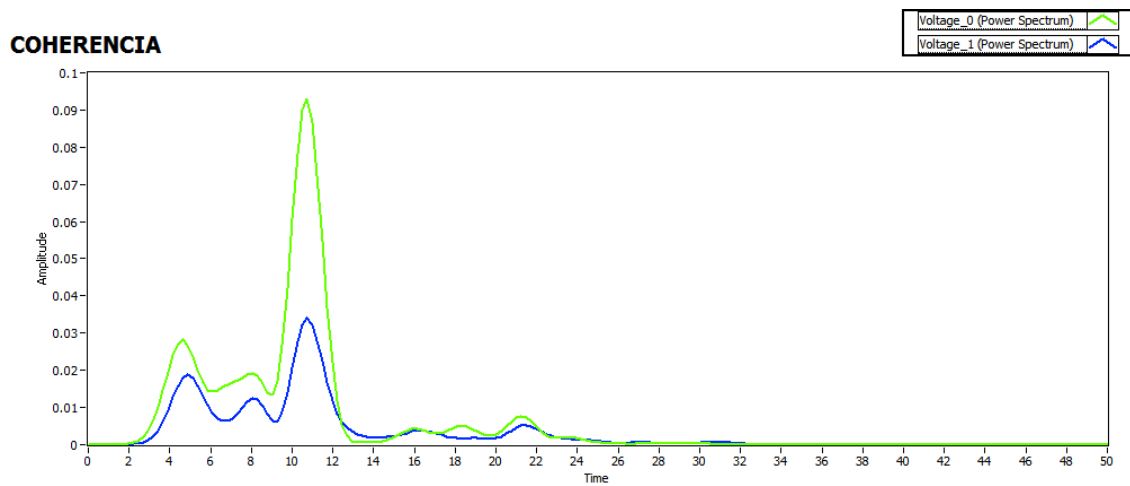


Figura 3. 31: Gráfica Exportada de coherencia en Word

CAPÍTULO 4

Pruebas y Resultados



4.1. PRUEBAS DEL EQUIPO EEG DE SEIS CANALES

En este capítulo se realizan pruebas tanto de hardware como de software. En la etapa de hardware se verifica el correcto funcionamiento tanto del amplificador de instrumentación como de los filtros. Para esto se genera un tono en el orden de los microvoltios de amplitud, similar a la señal cerebral. En lo que tiene que ver con el software, también se verifica con dicha señal de prueba las distintas pantallas que muestran la señal en el dominio de tiempo, frecuencia y coherencia en frecuencia.

4.1.1. Pruebas de los Amplificadores de Instrumentación

Para realizar esta prueba, se tiene un circuito divisor de voltaje que se muestra en la **figura 4.1**, para obtener un voltaje diferencial teórico entre 240 y 460 [μV], que sería uno de los valores aproximados de la onda cerebral.

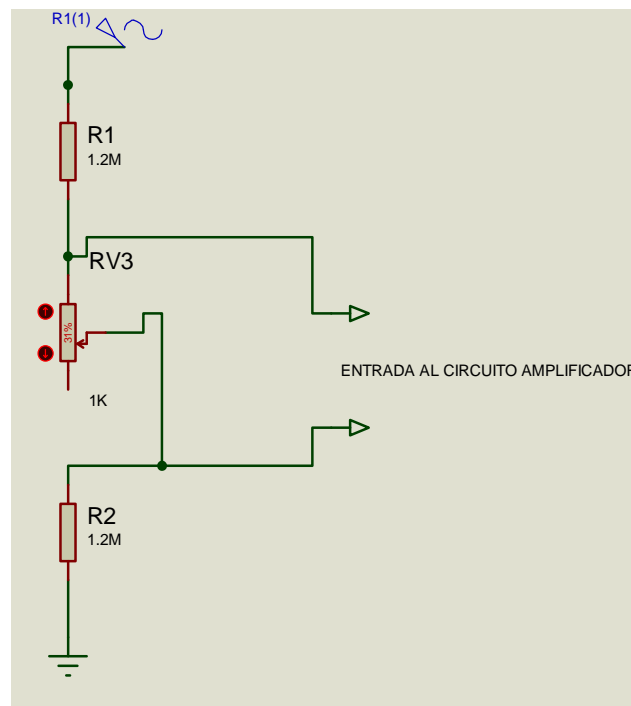


Figura 4. 1: Circuito Divisor de voltaje

Se utilizó como la señal de alimentación (FUENTE AC), una señal sinusoidal de un generador de señales.

Características de la Onda Generada:

Tipo: Senoidal

$V = 1[V_{pAC}]$; Frec = 20 Hz

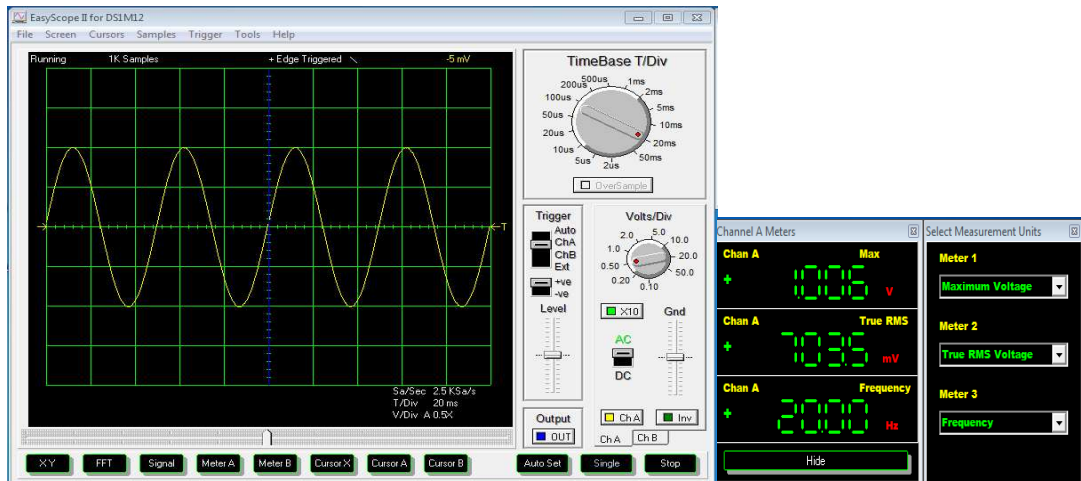


Figura 4. 2: Señal generada a 20 Hz por el generador de señales

Al tener una señal de muy baja intensidad, se puede observar que varía entre 280 $[\mu V]$ y 240 $[\mu V]$ de amplitud y gráficamente no se la puede detectar, debido a que es una señal muy ruidosa.

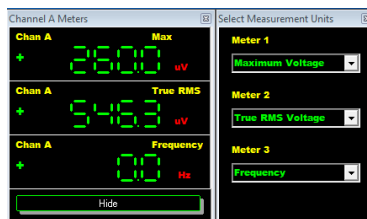


Figura 4. 3: Voltaje diferencial de alimentación del circuito de amplificación

Los cálculos teóricos obtenidos a la salida del divisor de voltaje un valor de 200 μV son los siguientes:



$$V_d = 200 \mu V$$

$$V_d = I * R_3$$

$$I = \frac{200 \cdot 10^{-6} V}{R_3}$$

Corriente en el Potenciómetro = R_3

$$1V = I(1.2M\Omega + R_3 + 1.2M\Omega)$$

$$1V = I(2.4M\Omega + R_3)$$

$$I = \frac{1V}{(2.4M\Omega + R_3)}$$

Corriente total en el divisor de Voltaje

$$\frac{1V}{(2.4M\Omega + R_3)} = \frac{200 \mu V}{R_3}$$

$$R_3 = 480 + 200 \cdot 10^{-6} * R_3$$

$$0,9998 * R_3 = 480 \Omega$$

$$R_3 = 480 \Omega$$

El potenciómetro debe tener un valor aproximado de 480Ω para obtener un voltaje diferencial de 200μV

Con esta señal de entrada a los amplificadores de instrumentación, se determina el correcto funcionamiento de cada uno de los canales para sensar las señales electroencefalográficas.

Voltaje a la salida del amplificador de instrumentación a 15 Hz.

CANAL A: señal de color Amarillo 

CANAL B: señal de color Azul 

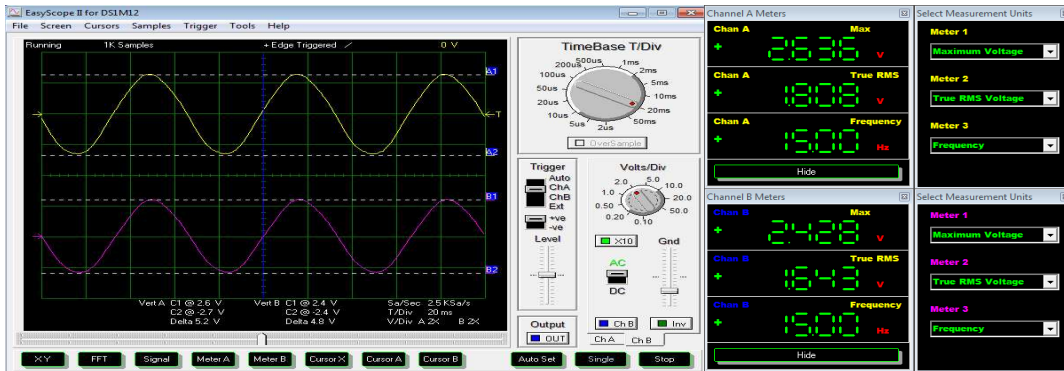


Figura 4. 4: Señal amplificada canales A y B

CANAL C: señal de color Amarillo █

CANAL D: señal de color Azul █

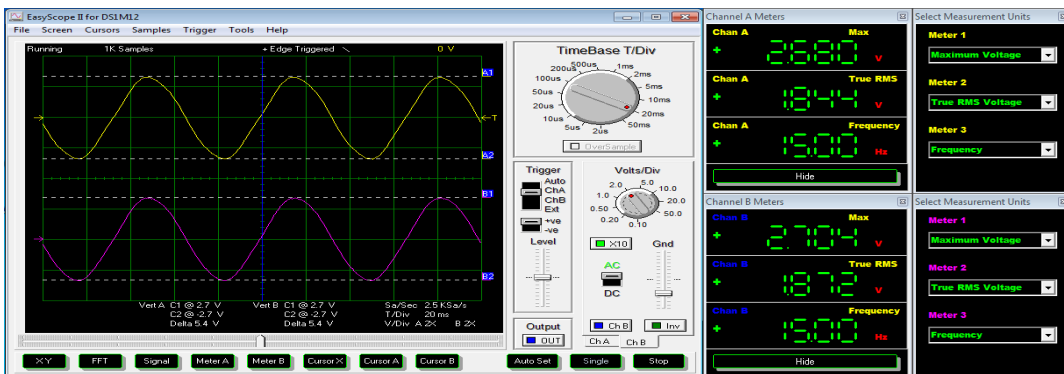


Figura 4. 5: Señal amplificada canales C y D

CANAL E: señal de color Amarillo █

CANAL F: señal de color Azul █

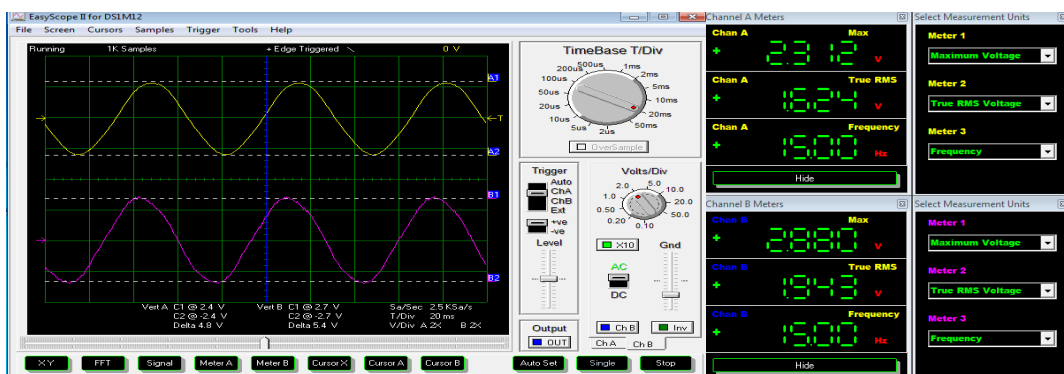


Figura 4. 6: Señal amplificada canales E y F

Teóricamente se calculó una ganancia alrededor de $G = 7600$



Si tenemos: $V_{in} = 480 \mu[V_{pAC}]$, y un $V_o = 2.50 [V_{pAC}]$, entonces se tiene una ganancia práctica de:

$$G_P = \frac{V_o}{V_{in}}$$

$$G_P = \frac{2.50 [V]}{480 * 10^{-6} [V]}$$

$$G_P = 5208.33$$

Una vez determinado que la etapa del amplificador de instrumentación funciona correctamente, se observa la siguiente señal a la salida del circuito completo con filtro BUTTERWORTH a $f = 20[Hz]$.

Voltaje a la salida del circuito completo a 20 [Hz].

CANAL A: señal de color Amarillo █

CANAL B: señal de color Azul █

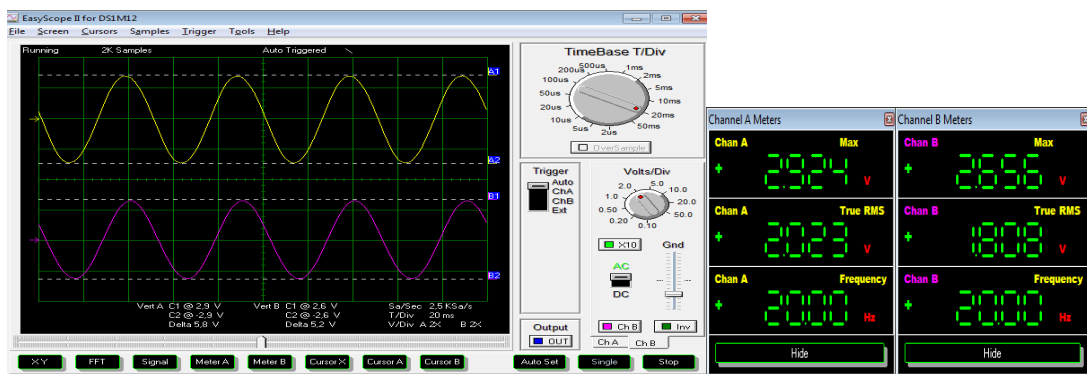


Figura 4. 7: Señal de salida amplificada y filtrada a 20[Hz], canales A y B

CANAL C: señal de color Amarillo █

CANAL D: señal de color Azul █

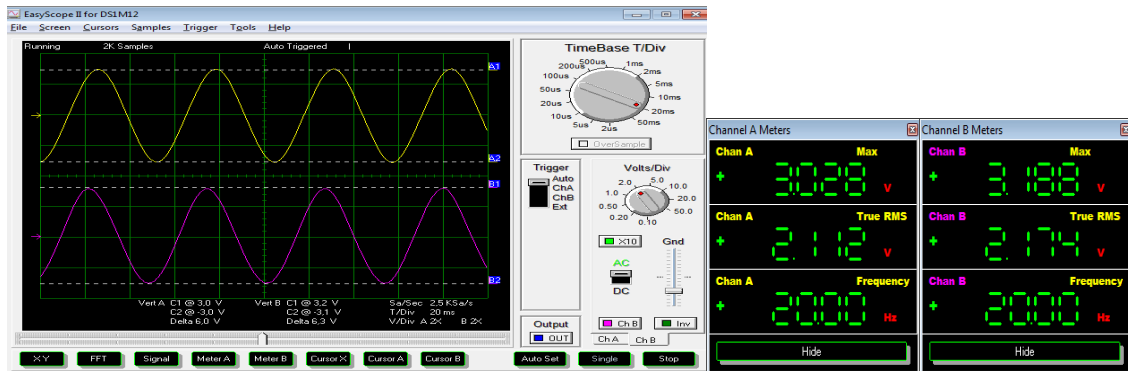


Figura 4. 8: Señal de salida amplificada y filtrada a 20[Hz], canales C y D

CANAL C: señal de color Amarillo

CANAL D: señal de color Azul

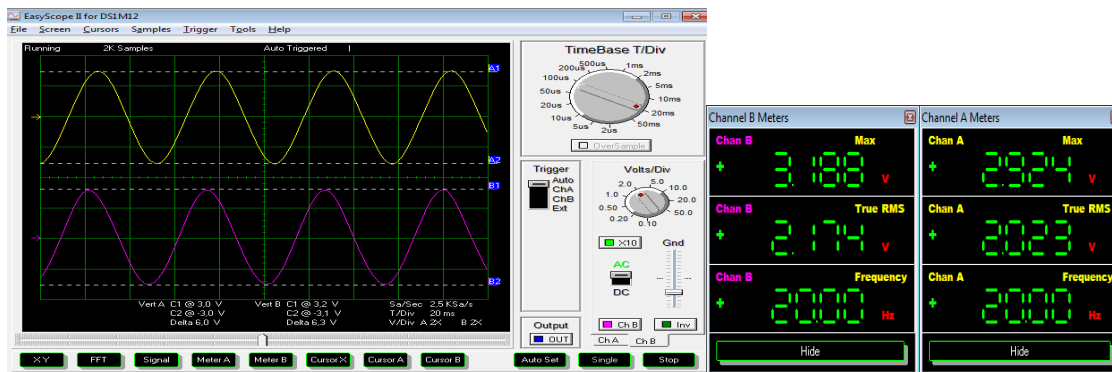


Figura 4. 9: Señal de salida amplificada y filtrada a 20 [Hz], canales E y F

RESULTADO

A la salida del circuito completo con todos los filtros implementados a las frecuencia de entre 4 [Hz] y 30 [Hz], se tiene una amplificación de alrededor de 5200 veces, por lo tanto la etapa de amplificación y filtrado del circuito se encuentra funcionando correctamente.

4.1.2. Pruebas de Filtrado de Señal Mediante Hardware

En esta pruebas se determinará el funcionamiento del los filtros diseñados para ser implementados en el hardware, y se observa como varia la amplitud de las señales mientras estas se aproximan a las frecuencias de corte.

Se explicó en el capítulo 2, que el circuito tiene frecuencias de corte entre 2 [Hz] y 35 [Hz] por lo tanto el circuito completo es un CIRCUITO AMPLIFICADOR PASA BANDA, para verificar el correcto funcionamiento de los filtros del circuito diseñado se realizan las siguientes pruebas, la cuales proyectan los siguientes resultados:

- A $f = 1[Hz]$, no se debe tener ninguna señal ya que la frecuencia de corte en baja es: $f_{c_L} = 2 [Hz]$.
- A $f = 35[Hz]$, en donde se tiene una señal Senoidal a media potencia, ya que esta es la frecuencia de corte en alta.
- A las frecuencias entre $f = 3[Hz]$ y $f = 25[Hz]$, se tiene una señal Senoidal completa.

CANAL A: señal de color Amarillo

CANAL B: señal de color Azul

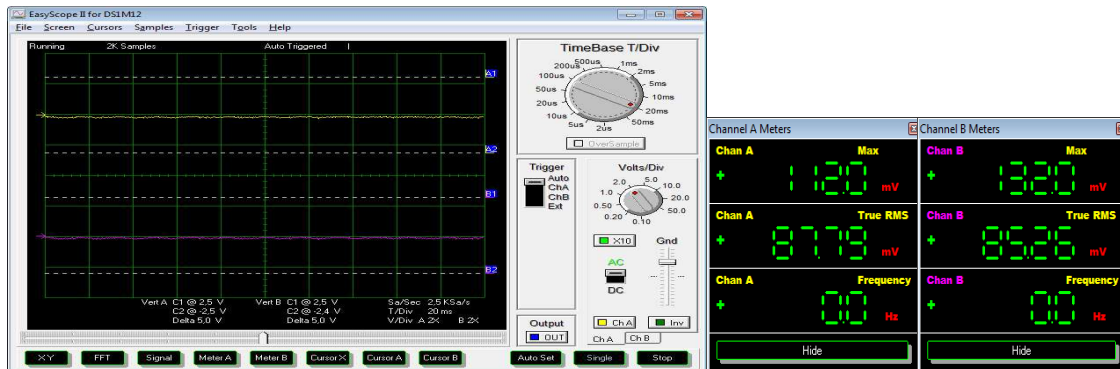


Figura 4. 10: Señal de $f = 1[Hz] < f_{c_L} = 2[Hz]$

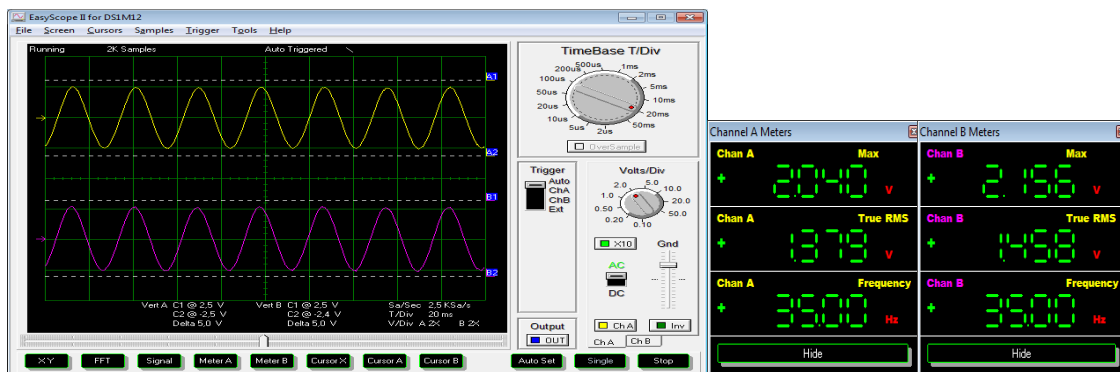


Figura 4. 11: Señal de $f = 35[Hz] = f_{c_H} = 35[Hz]$

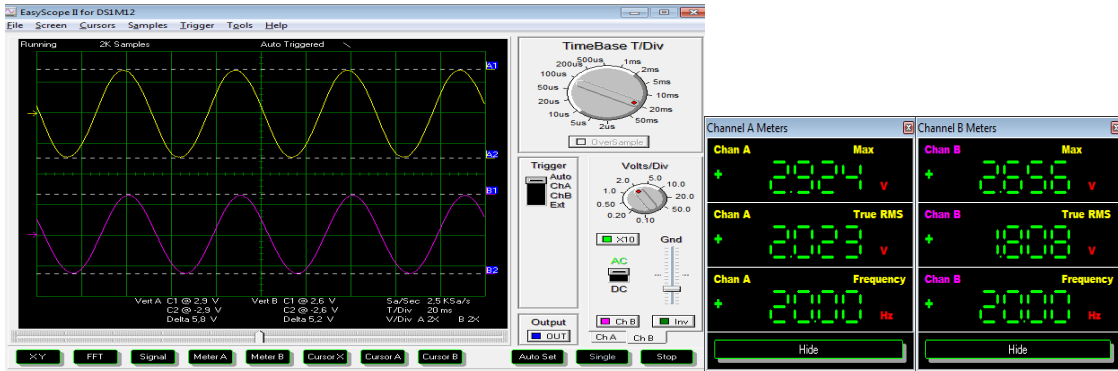


Figura 4. 12: Señal de frecuencias entre $f = 3[\text{Hz}] < f_{c_L} = 25[\text{Hz}]$

CANAL C: señal de color Amarillo ■

CANAL D: señal de color Azul ■

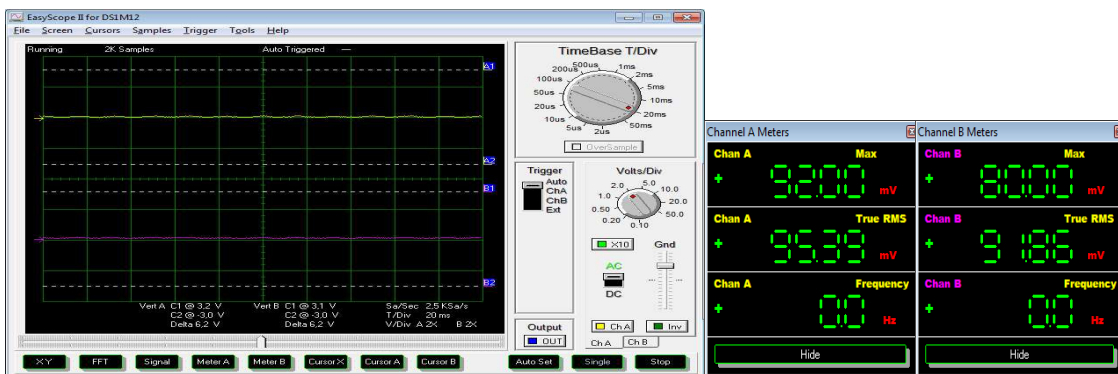


Figura 4. 13: Señal de $f = 1[\text{Hz}] < f_{c_L} = 2[\text{Hz}]$

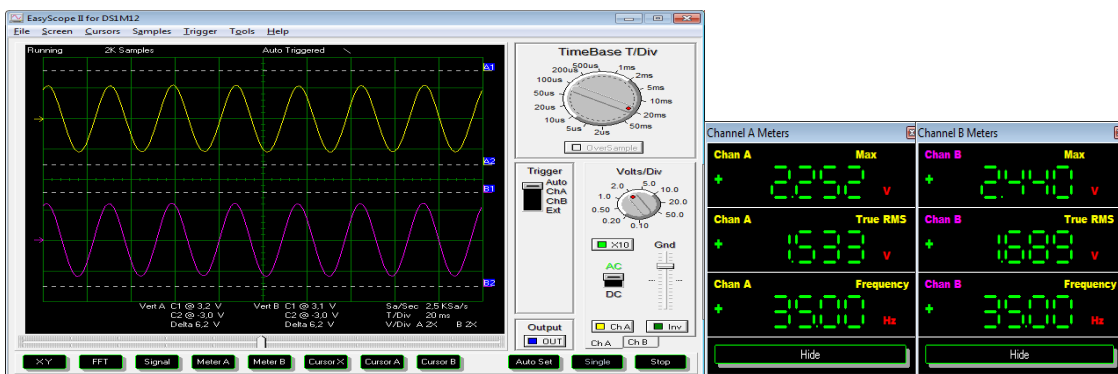


Figura 4. 14: Señal de $f = 35[\text{Hz}] = f_{c_H} = 35[\text{Hz}]$

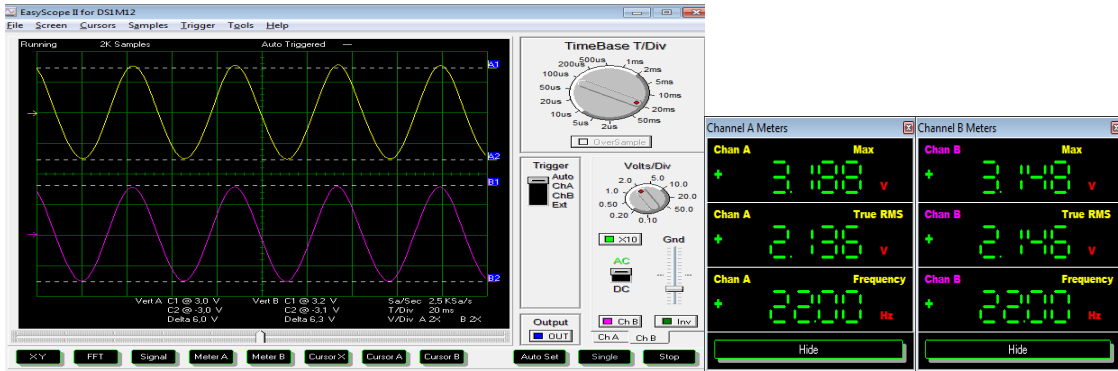


Figura 4. 15: Señal de frecuencias entre $f = 3[\text{Hz}] < f_{cL} = 25[\text{Hz}]$

CANAL E: señal de color Amarillo ■

CANAL F: señal de color Azul ■

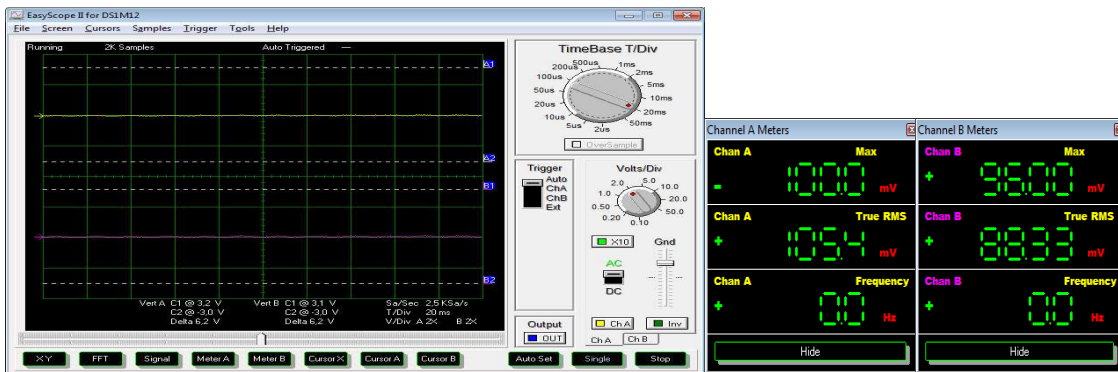


Figura 4. 16: Señal de $f = 1[\text{Hz}] < f_{cL} = 2[\text{Hz}]$

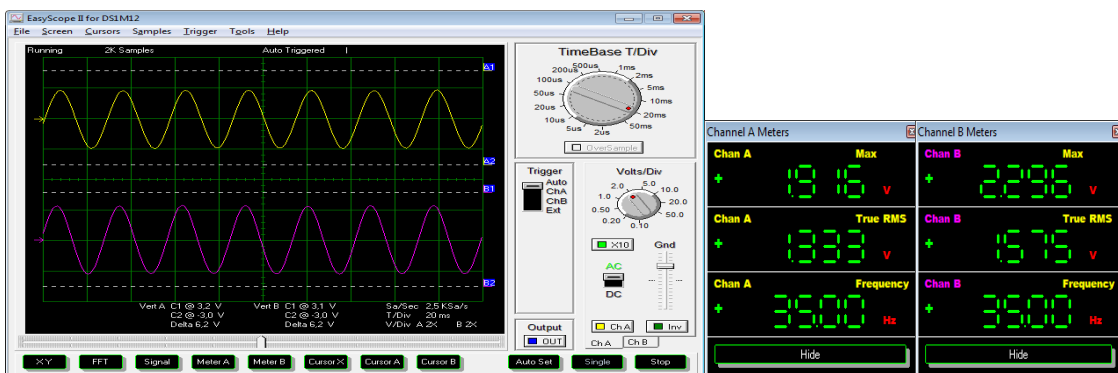


Figura 4. 17: Señal de $f = 35[\text{Hz}] = f_{cH} = 35[\text{Hz}]$

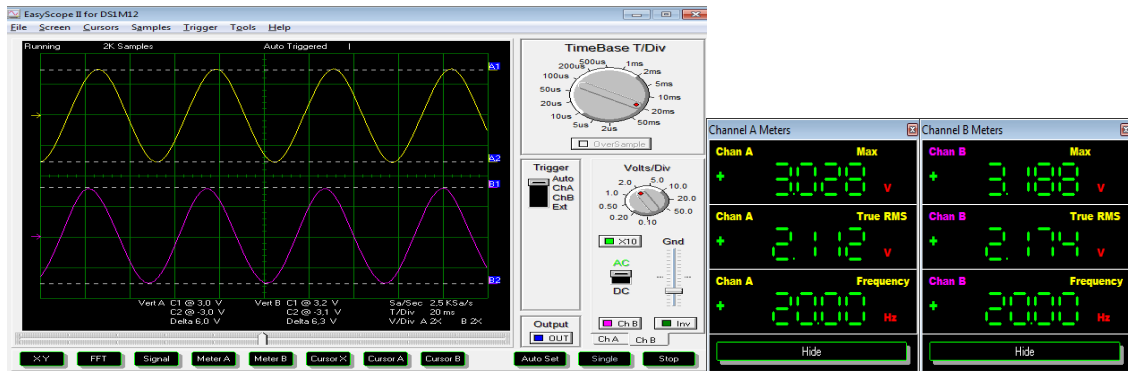


Figura 4. 18: Señal de frecuencias entre $f = 3[\text{Hz}] < f_{cL} = 25[\text{Hz}]$

Como se observa en las figuras anteriores tanto a las frecuencias de corte en baja de 2 [Hz], y en alta de 35 [Hz], la señal disminuye su amplitud y mientras se varia la frecuencia de la señal acercándose a las frecuencia de corte estas empiezan a disminuir lo que quiere decir que los filtros diseñados tanto para el filtrado en alta y el filtrado en baja está operando adecuadamente, sin embargo cabe mencionar que al tener elementos como resistencias y capacitores cuyo valor nominal varía en un 20 %, entonces la frecuencia de corte del circuito no es precisa en el valor teórico calculado y están entre 30 [Hz] y 35 [Hz] para las frecuencias en alta y entre 2,5[Hz] y 3[Hz] para las frecuencias en baja.

RESULTADO

En las figuras anteriores se observa que mientras la señal se acerca a la frecuencia de corte de 35 Hz, esta va reduciendo su amplitud, hasta prácticamente desaparecer a valores de frecuencias mayores de 60 Hz, mientras que para frecuencia bajas menores a 2,5 [Hz] disminuye drásticamente, entre las frecuencias de 5[Hz] y 25 [Hz] se tiene una amplitud constante, por lo tanto se concluye que los filtros diseñados están dentro de los rangos requeridos.



4.2. PRUEBAS DE SOFTWARE

Para realizar el análisis de frecuencia de las señales EEG, mediante el método de Periodograma de Welch, se necesita que las señales que se adquiere, estén libres de ruido y de frecuencias parásitas, como se pudo observar en las formas de onda a la salida del circuito completo, además debemos evitar las interferencias de las fuentes de poder que alimenta el circuito, para lo cual se diseñó un programa que permitirá verificar el funcionamiento de los filtros y que se implementará en el software final completo.

Por lo tanto a continuación se presenta las pruebas realizadas para la verificación del software implementado.

Señal Generada: AMP: 200 [mV]
Frec: 20 [Hz]
Color: Rojo █

Señal Simulada: AMP: 200 [mV]
Frec: 20 [Hz]
Color: Azul █

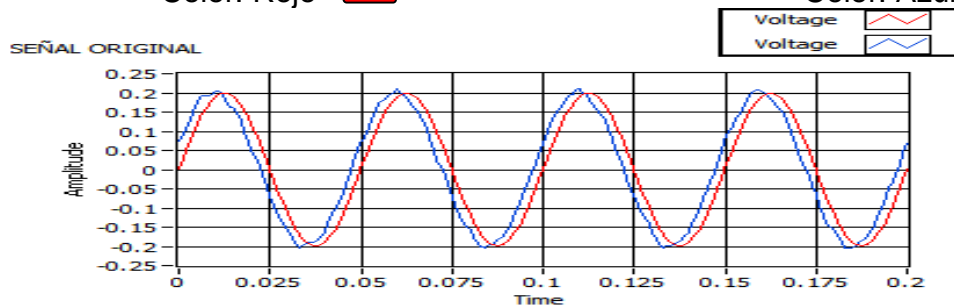


Figura 4. 19: Señales simulada y generada exportadas desde LabView

Las dos señales tanto para la generada, como para la simulada, ingresan al bloque de filtrado mediante software. El filtro diseñado es un filtro FIR pasa banda entre 2 Hz y 35Hz.

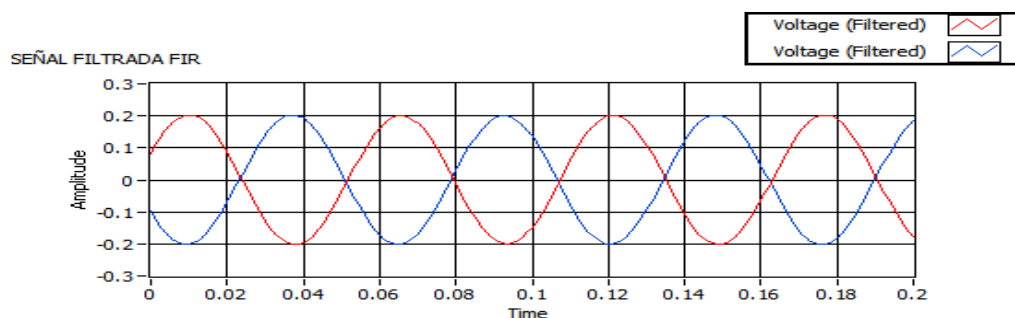


Figura 4. 20: Señales filtradas por el filtro FIR

El espectro de potencia de las dos señales mediante el método del Periodograma de Welch, implementado en LabView, señales a frecuencia: $f = 20 [Hz]$.

Señal Generada: Color Rojo ■

Señal Simulada: Color Azul ■

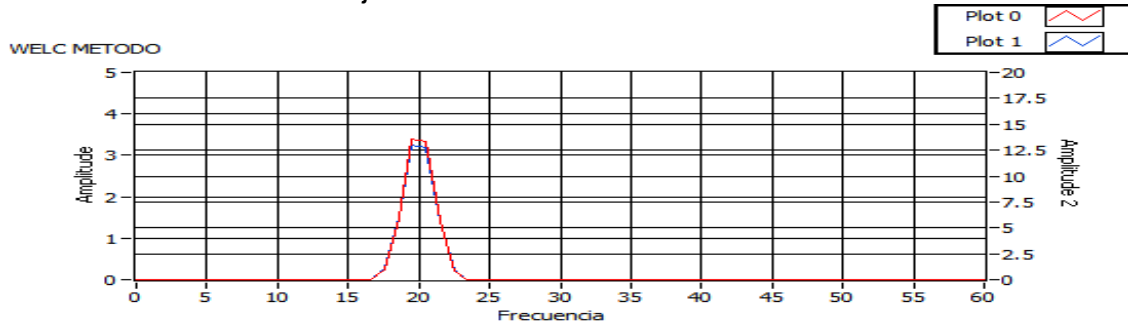


Figura 4. 21: Espectro de potencia de las señales a 20Hz

4.2.1 Prueba de filtrado

Para llevar a cabo estas pruebas con los canales del equipo de adquisición, se utiliza un generador de funciones, se realiza la prueba de software en el dominio de la frecuencia.

Filtro pasa bajo implementado en LabView: $f_{c_u} = 35 [Hz]$

Señal del generador: $f = 15 [Hz]$

Señal simulada: $f = 20 [Hz]$

Color Rojo ■

Color Azul ■

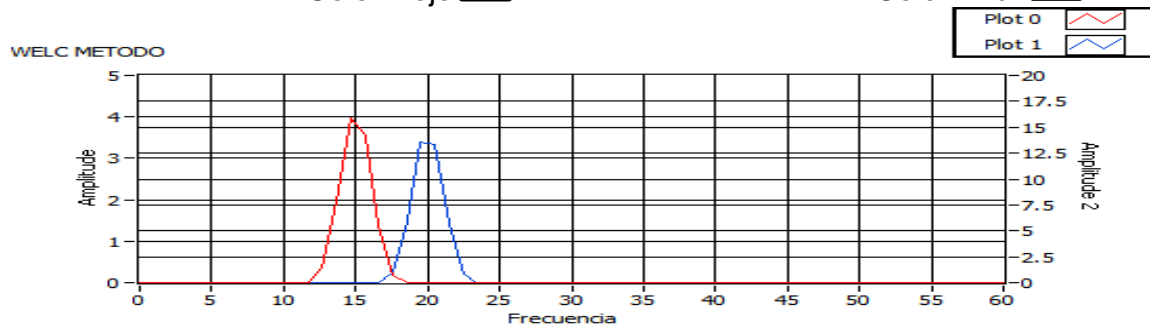


Figura 4. 22: Espectro de frecuencias a 15 Hz y 20 Hz



Cuando la frecuencia de la señal generada se acerca a la frecuencia de corte, esta va disminuyendo en su amplitud, cuando es igual a la frecuencia de corte, la amplitud se reduce a la mitad, como se observa en las siguientes gráficas.

Señal del generador: $f = 30 [Hz]$

Señal simulada: $f = 20 [Hz]$

Color Rojo ■

Color Azul ■

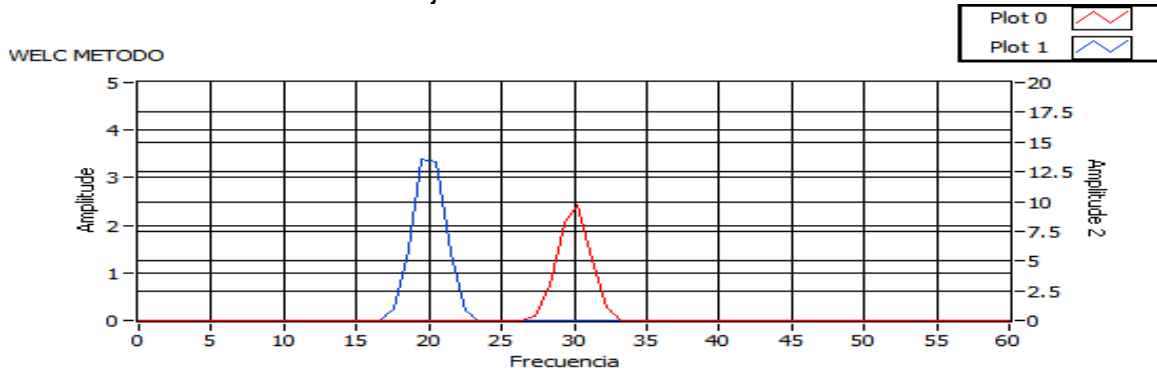


Figura 4. 23: Disminución del espectro de potencia cerca a la $f_c=35$ Hz

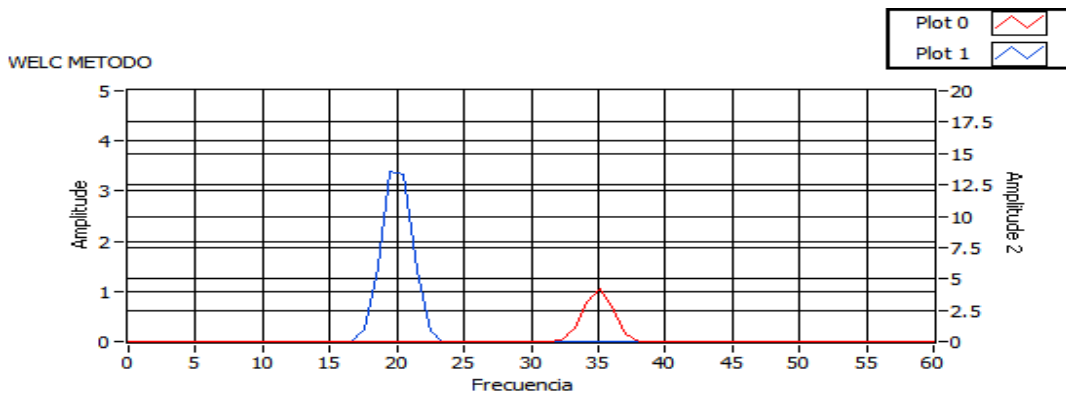


Figura 4. 24: Espectro de potencia a $f = f_c = 35$ Hz

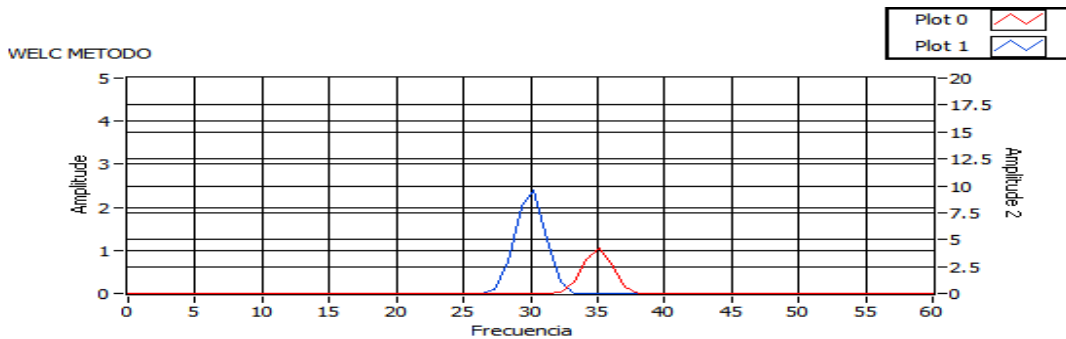


Figura 4. 25: Disminución del espectro de potencia de la señal simulada

Señal del generador: $f = 35 [Hz]$

Color Rojo ■

Señal simulada: $f = 35 [Hz]$

Color Azul ■

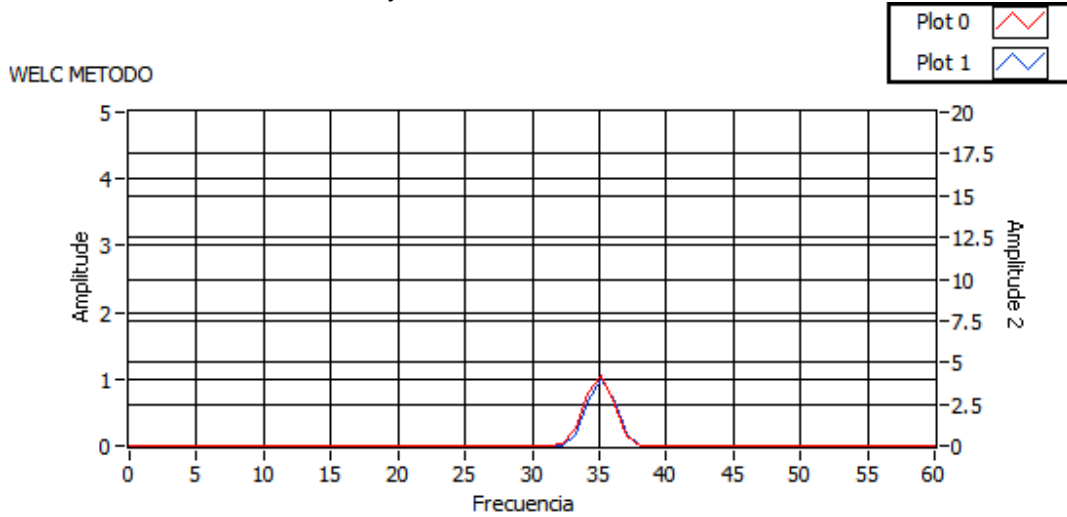


Figura 4. 26: Espectro de potencia de las señales a la frecuencia de corte

Filtro pasa altos implementado en LabView: $f_c = 2 Hz$

Señal del generador: $f = 5 [Hz]$

Color Rojo ■

Señal simulada: $f = 6 [Hz]$

Color Azul ■

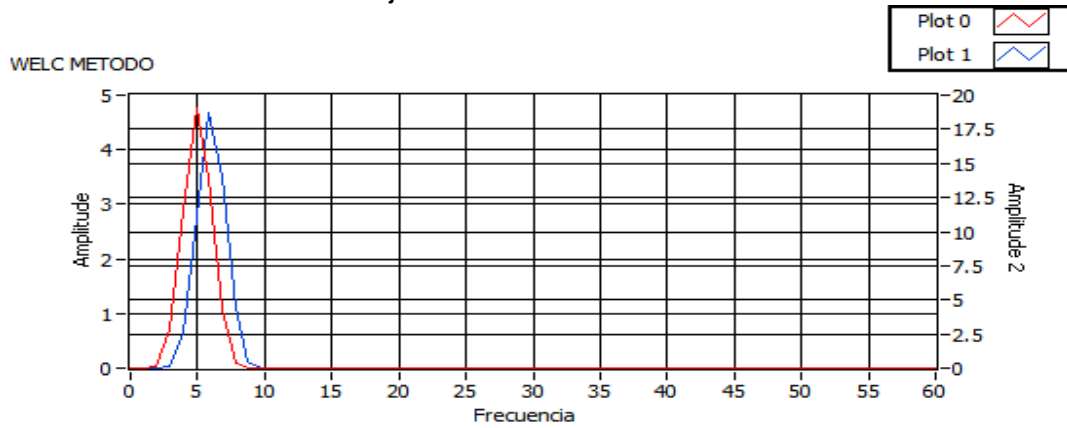


Figura 4. 27: Espectro de potencia a frecuencias bajas

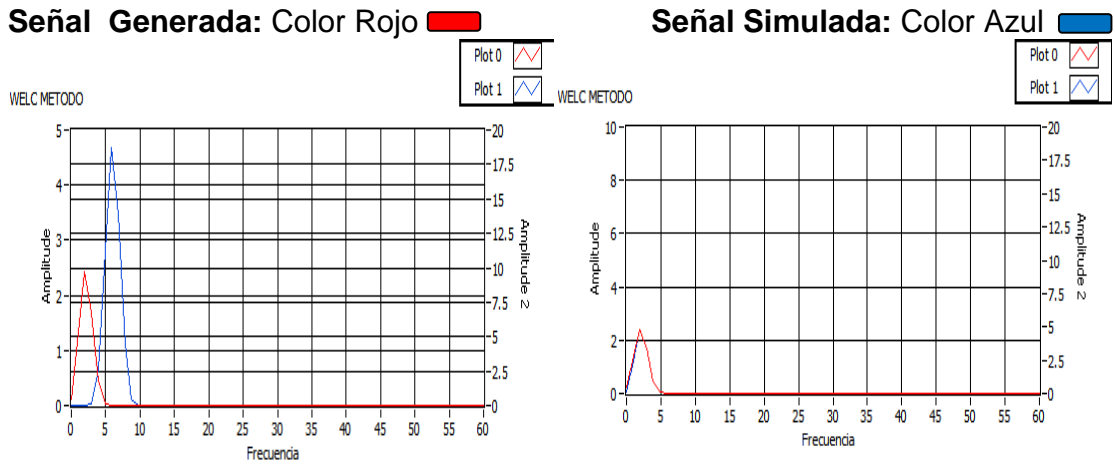
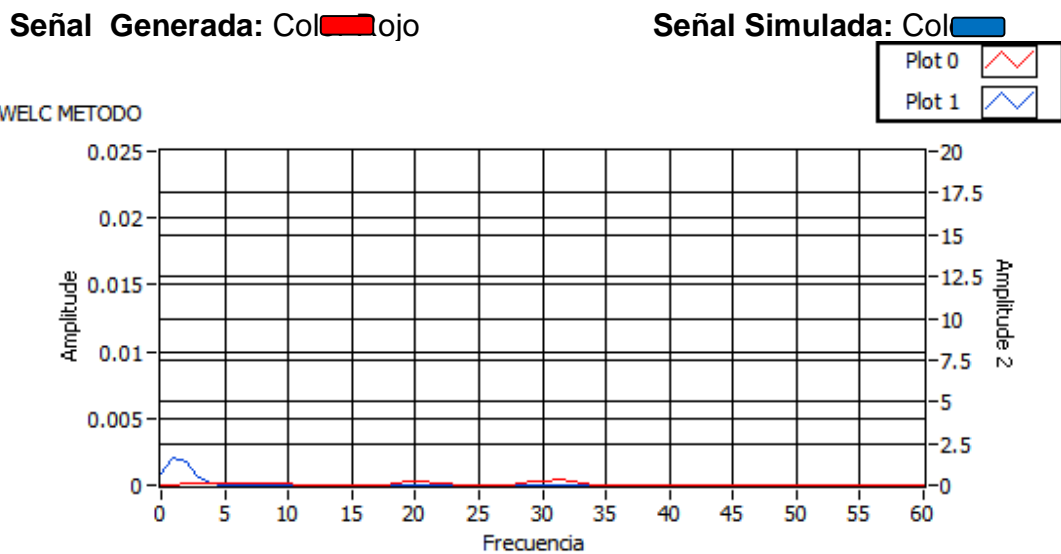


Figura 4. 28: Espectro de potencia de las señales $f = f_c = 2 \text{ Hz}$

Para frecuencias menores que la frecuencia de corte del filtro pasa altas y la del filtro FIR pasa bandas de $f_c = 2 \text{ Hz}$; la señal prácticamente desaparece.



Azul

Figura 4. 29: Espectro de potencia de las señales a $f < f_c$

RESULTADOS

Se puede observar que el diseño de los filtros implementados en el programa cumple su función correctamente.

4.2.2 Prueba del Software del Sistema de Adquisición

Para realizar estas pruebas con los canales del equipo de adquisición, se utiliza los parámetros de análisis de tiempo, frecuencia y coherencia; y se realiza esta prueba, con respecto a la amplitud principalmente en el análisis de tiempo como en frecuencia, es decir que la señal adquirida sea idéntica a la señal visualizada.

Señal generada: **Senoidal**

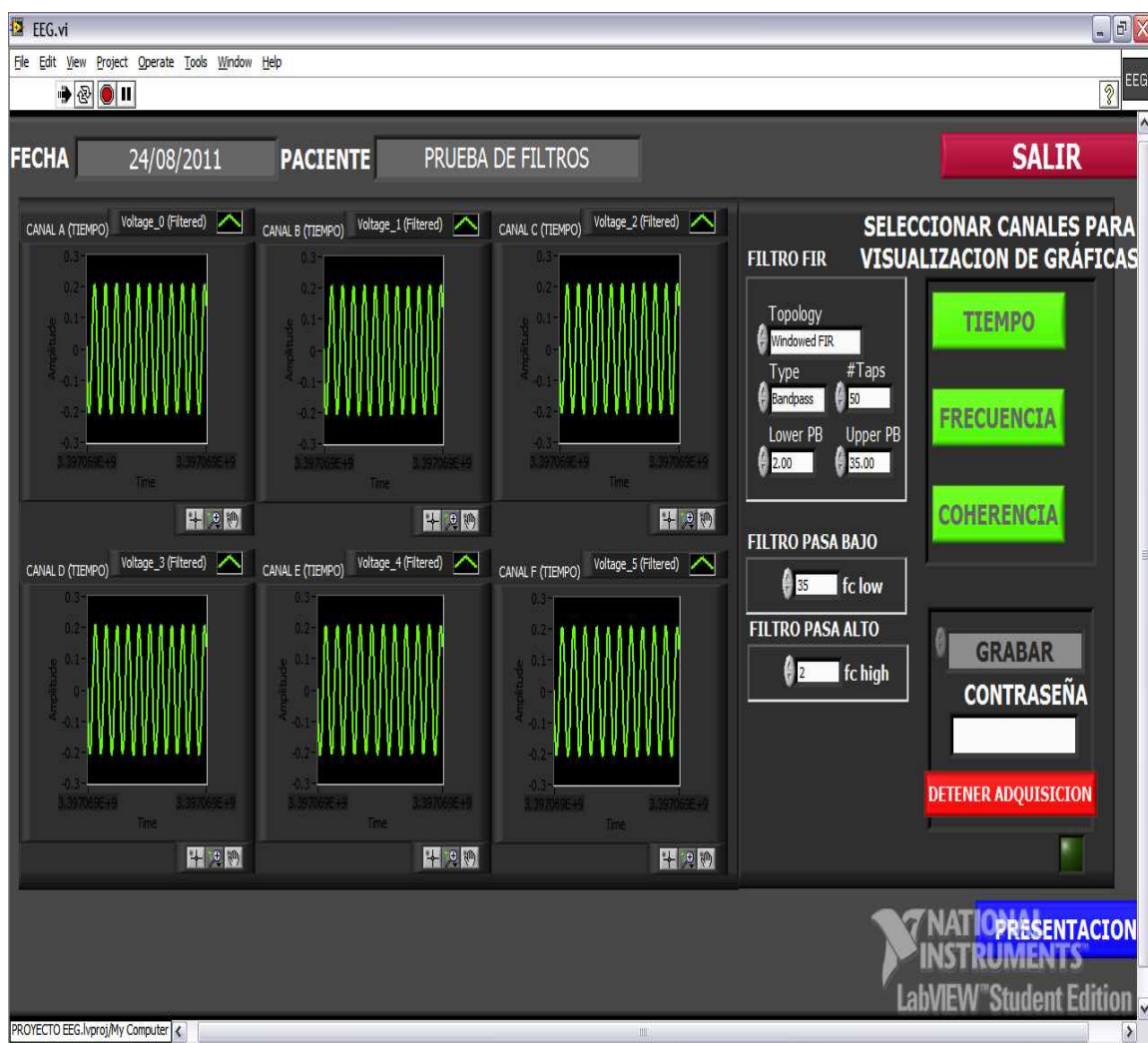
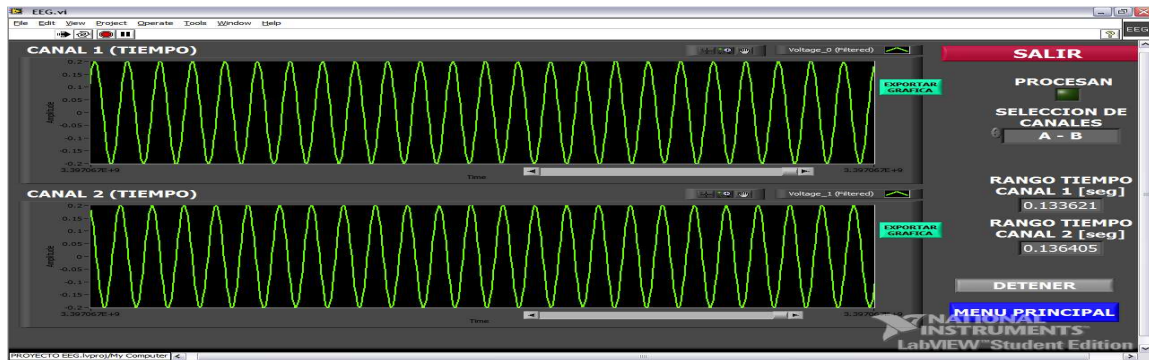
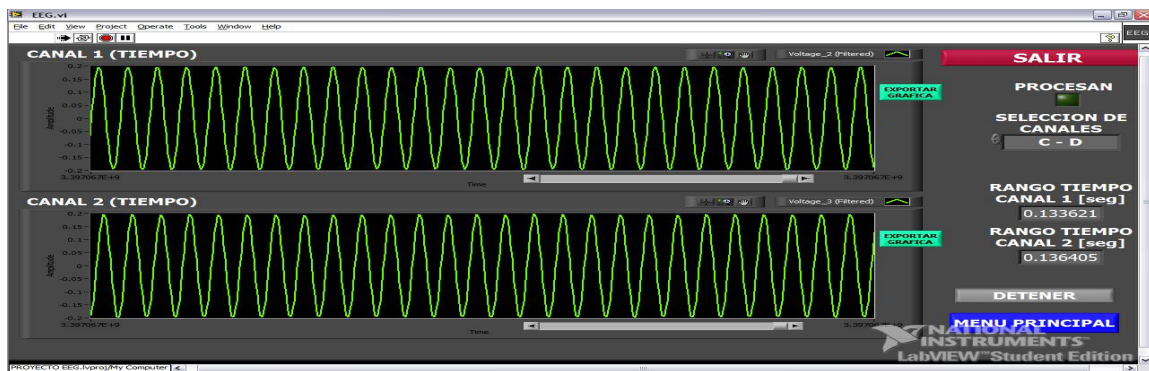


Figura 4. 30: Adquisición de señales mediante software EEG

Canales A y B: Amp = 200 [mV] Frecuencia = 20[Hz]



Canal C Y D: Amp = 200 [mV] Frecuencia = 20[Hz]



Canales E y F: Amp = 200 [mV] Frecuencia = 20[Hz]



Figura 4. 31: Señales en dominio del tiempo mediante software EEG

Por medio de la función EXPORTAR GRAFICA colocado en las pantallas de visualización, estas pueden ser reproducidas y almacenadas en un archivo que el usuario lo decida, cada uno de los canales individualmente.

Canal A

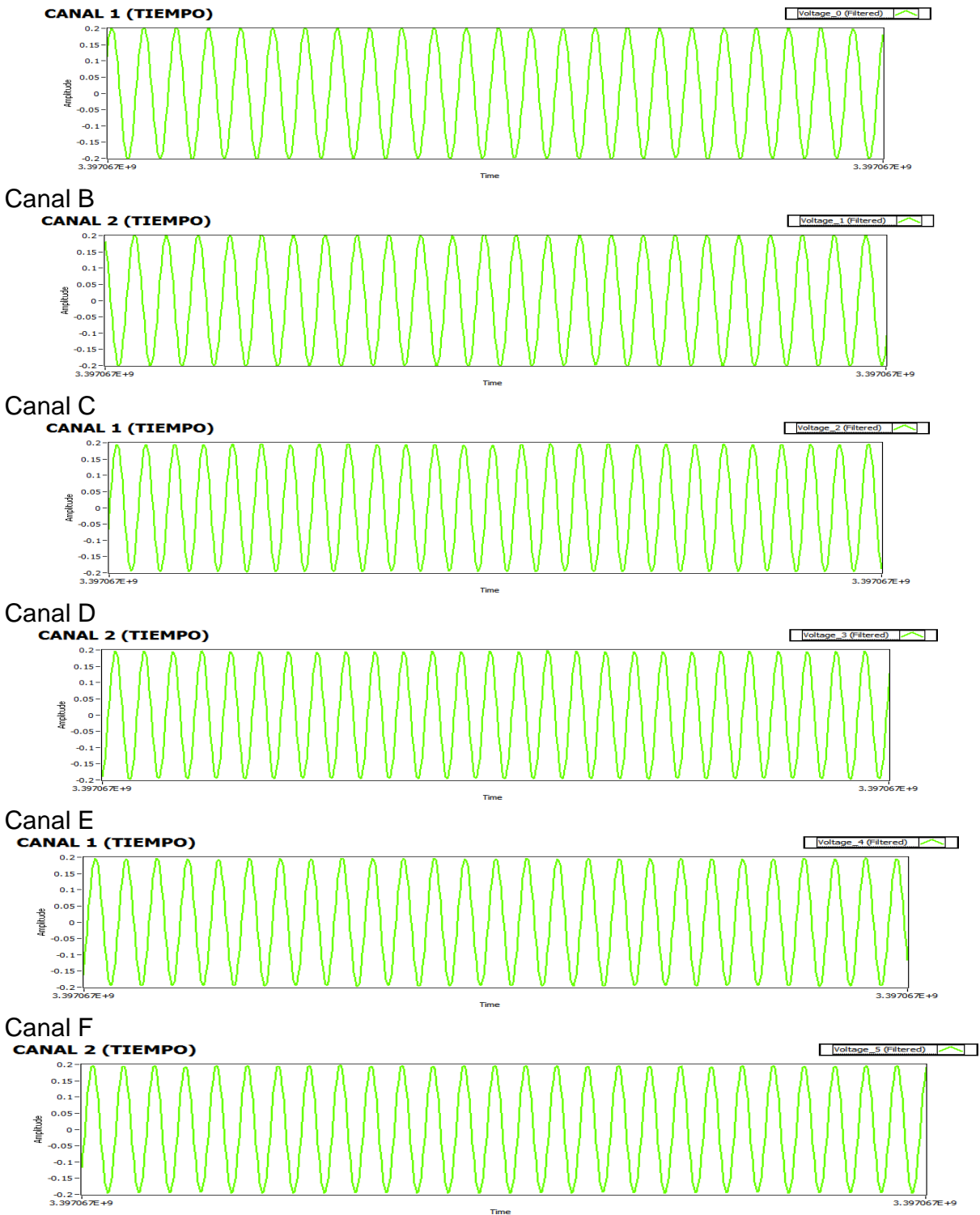


Figura 4. 32: Gráficas exportadas

Una vez comprobado que el sistema de adquisición es el óptimo y adecuado, se realiza la pruebas de filtrado y las pruebas completas con nuestro (H.M.I.) diseñado.

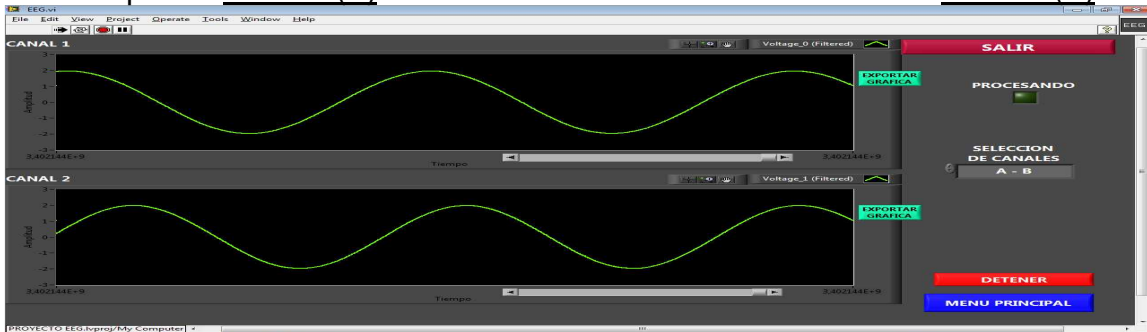


Visualización de las señales adquiridas, cuando la frecuencia de la señal es igual a la frecuencia de corte en baja: $f = f_{c_L} = 2 [Hz]$.

RESPUESTA EN TIEMPO

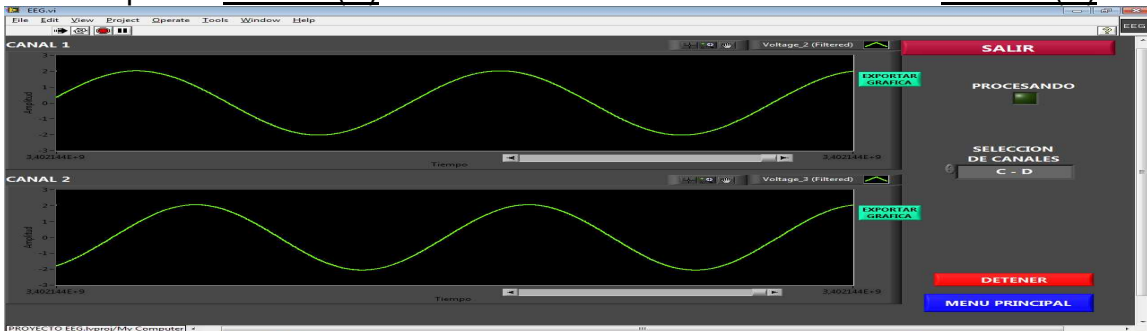
Señal superior: CANAL (A)

Señal inferior: CANAL (B)



Señal superior: CANAL (C)

Señal inferior: CANAL (D)



Señal superior: CANAL (E)

Señal inferior: CANAL (F)

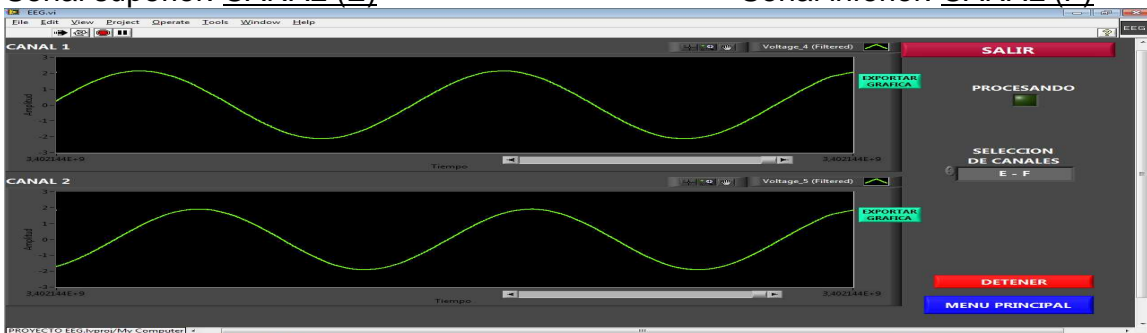
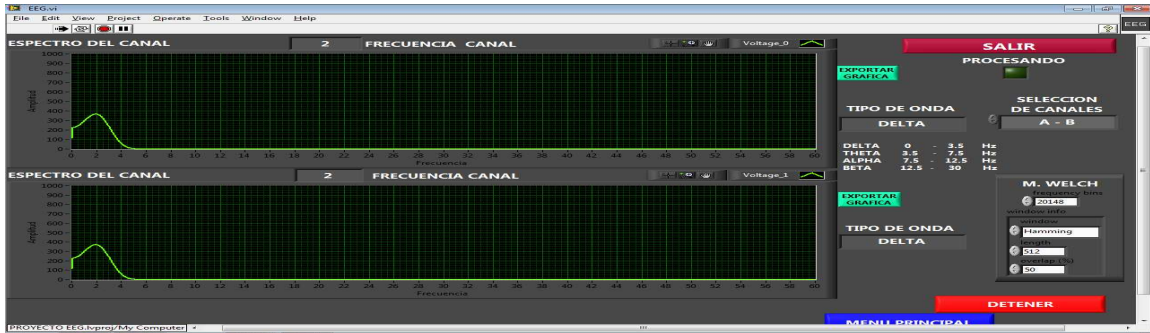


Figura 4. 33 : Gráficas de tiempo con frecuencia de la señal: $f = f_{c_L} = 2[Hz]$.

RESPUESTA EN FRECUENCIA

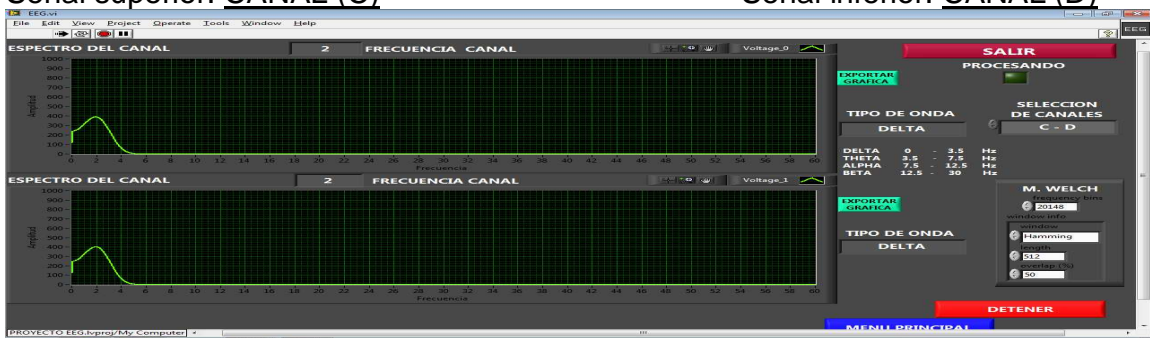
Señal superior: CANAL (A)

Señal inferior: CANAL (B)



Señal superior: CANAL (C)

Señal inferior: CANAL (D)



Señal superior: CANAL (E)

Señal inferior: CANAL (F)

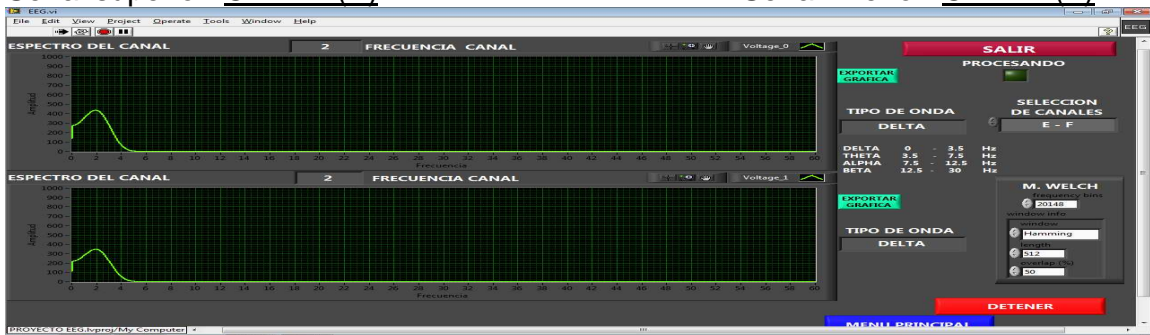


Figura 4. 34: Graficas de frecuencia de la señal: $f = f_{c_1} = 2$ [Hz]



RESPUESTA DE COHERENCIA EN FRECUENCIA

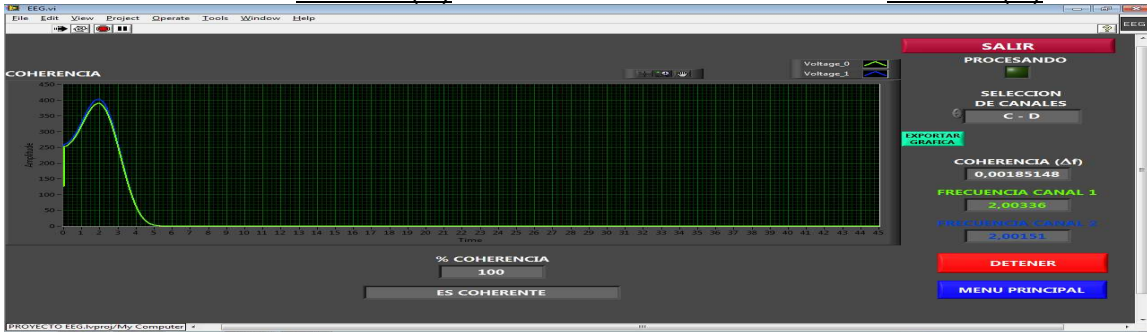
Señal color amarillo: CANAL (A)

Señal color azul: CANAL (B)



Señal color amarillo: CANAL (C)

Señal color azul: CANAL (D)



Señal color amarillo: CANAL (E)

Señal color azul: CANAL (F)

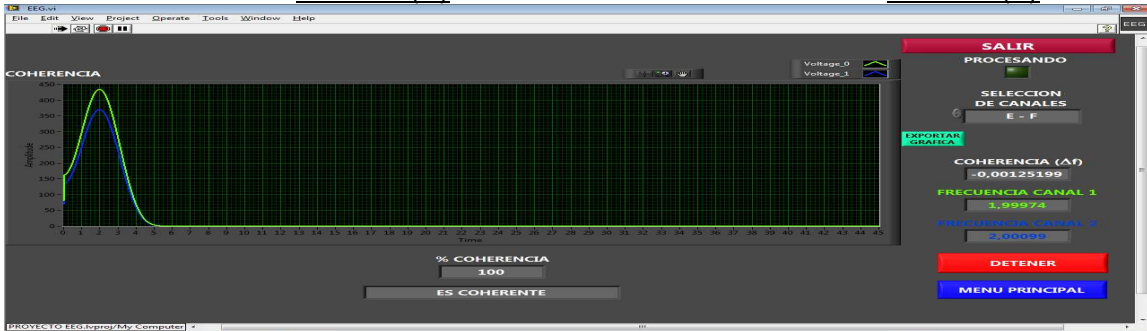


Figura 4. 35: Graficas de coherencia en frecuencia de la señal: $f = f_{c_L} = 2 [Hz]$

Visualización de las señales adquiridas, cuando la frecuencia de la señal está entre las frecuencias de corte: $f_{c_L} = 2 [Hz] < f < f_{c_H} = 35 [Hz]$.

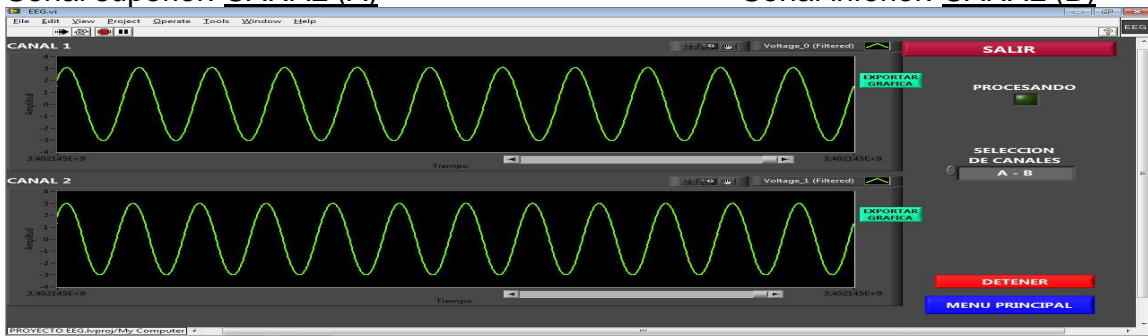


RESPUESTA EN TIEMPO

Frecuencia: $f = 10[\text{Hz}]$

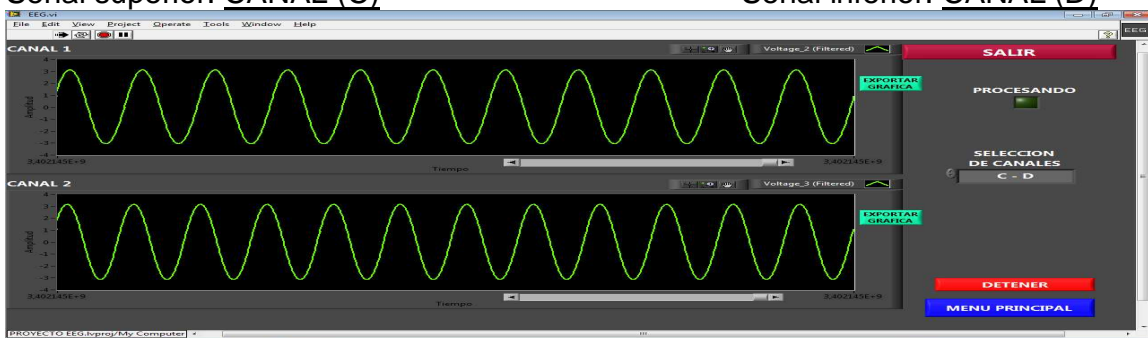
Señal superior: CANAL (A)

Señal inferior: CANAL (B)



Señal superior: CANAL (C)

Señal inferior: CANAL (D)



Señal superior: CANAL (E)

Señal inferior: CANAL (F)

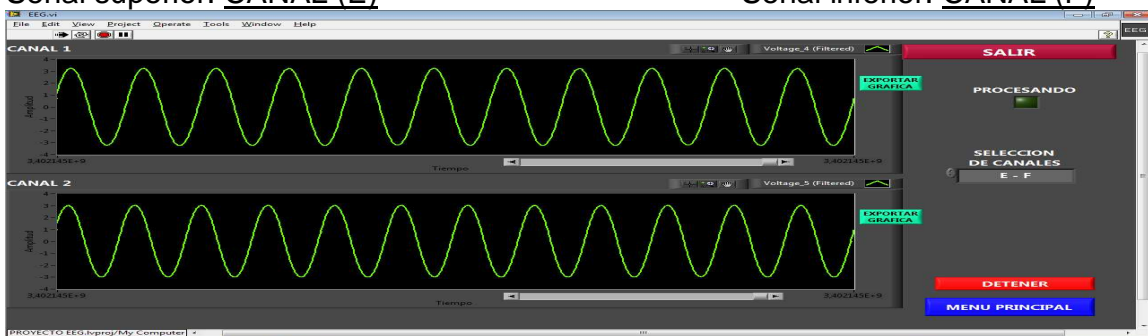


Figura 4. 36: Gráficas de tiempo de la señal: $f_{cL} = 2[\text{Hz}] < f < f_{cH} = 35[\text{Hz}]$

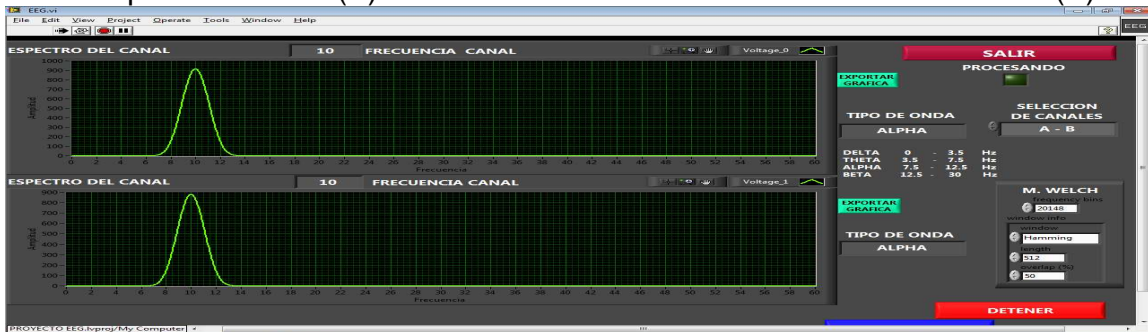


RESPUESTA EN FRECUENCIA

Frecuencia: $f = 10[Hz]$

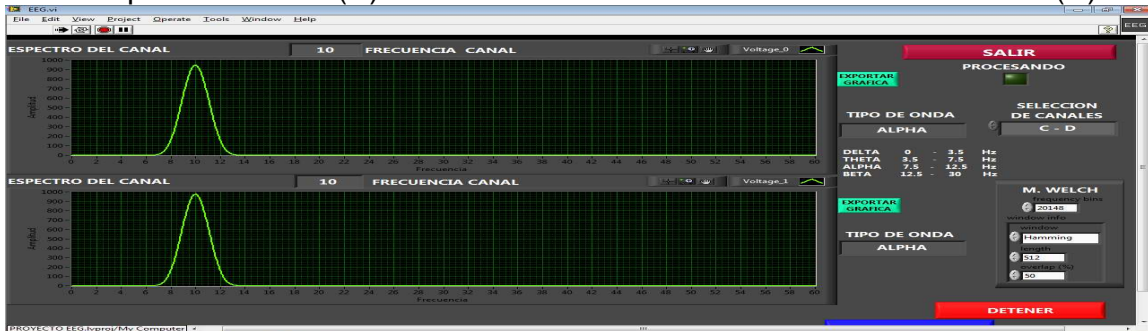
Señal superior: CANAL (A)

Señal inferior: CANAL (B)



Señal superior: CANAL (C)

Señal inferior: CANAL (D)



Señal superior: CANAL (E)

Señal inferior: CANAL (F)

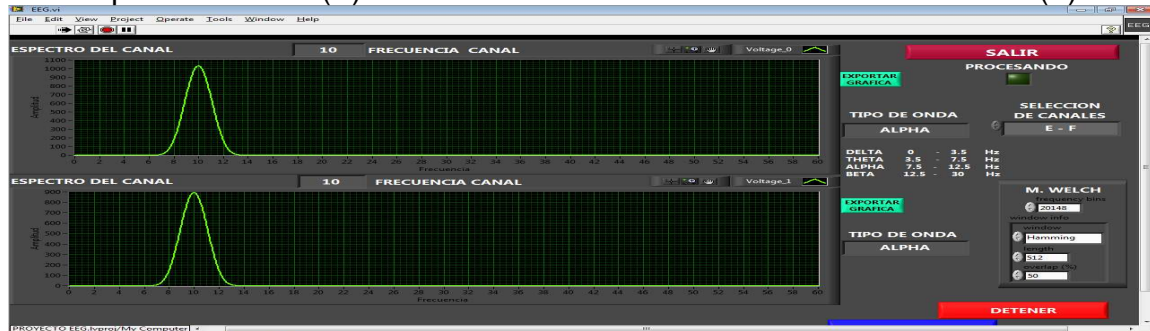


Figura 4. 37: Gráficas de frecuencia de la señal: $fc_L = 2[Hz] < f < fc_H = 35[Hz]$



RESPUESTA DE COHERENCIA EN FRECUENCIA

Frecuencia: $f = 10[Hz]$

Señal color amarillo: CANAL (A)

Señal color azul: CANAL (B)



Señal color amarillo: CANAL (C)

Señal color azul: CANAL (D)



Señal color amarillo: CANAL (E)

Señal color azul: CANAL (F)

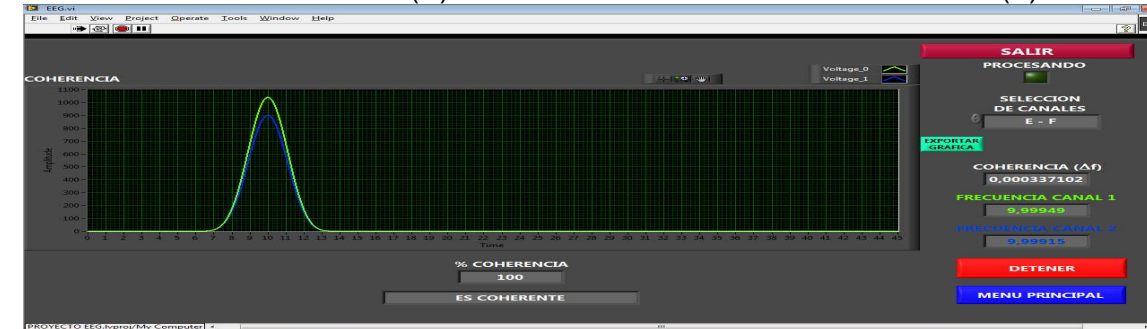


Figura 4. 38: Gráficas de coherencia en frecuencia de la señal: $f_{c_L} = 2[Hz] < f < f_{c_H} = 35[Hz]$

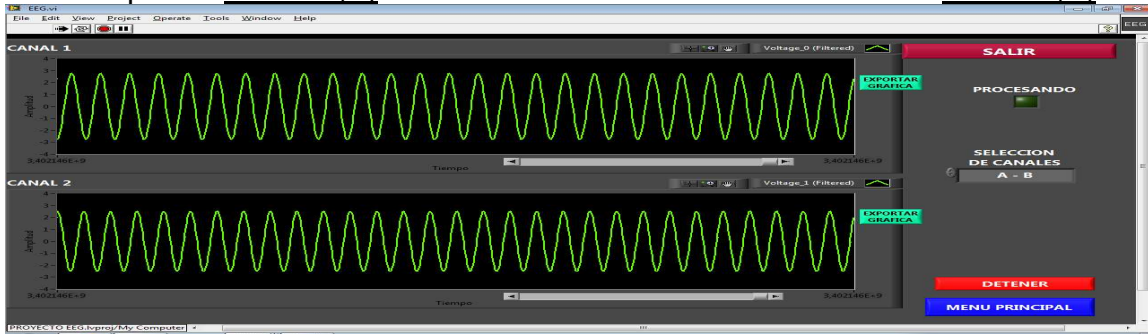


RESPUESTA EN TIEMPO

Frecuencia: $f = 25[Hz]$

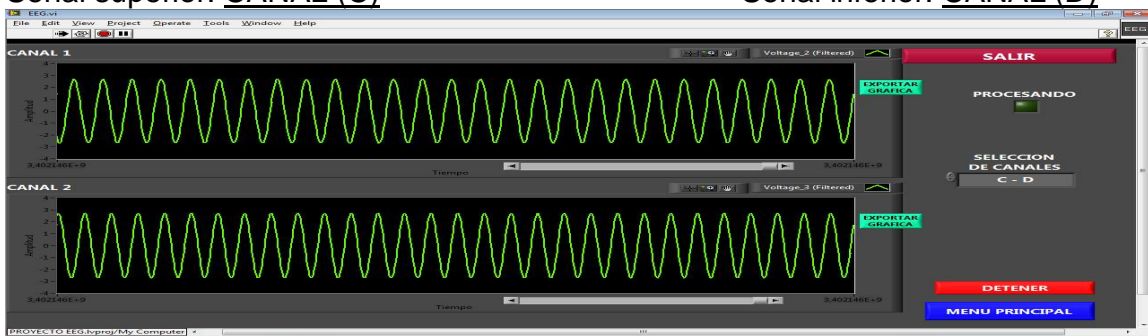
Señal superior: CANAL (A)

Señal inferior: CANAL (B)



Señal superior: CANAL (C)

Señal inferior: CANAL (D)



Señal superior: CANAL (E)

Señal inferior: CANAL (F)

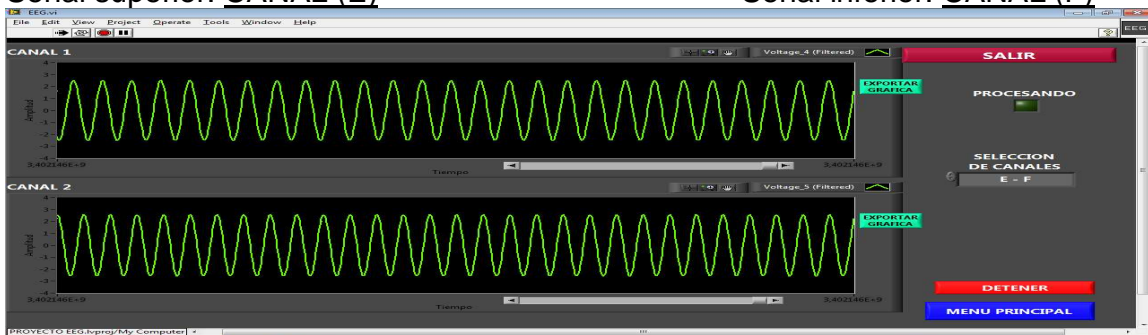


Figura 4. 39: Gráficas de tiempo de la señal: $fc_L = 2[Hz] < f < fc_H = 35[Hz]$

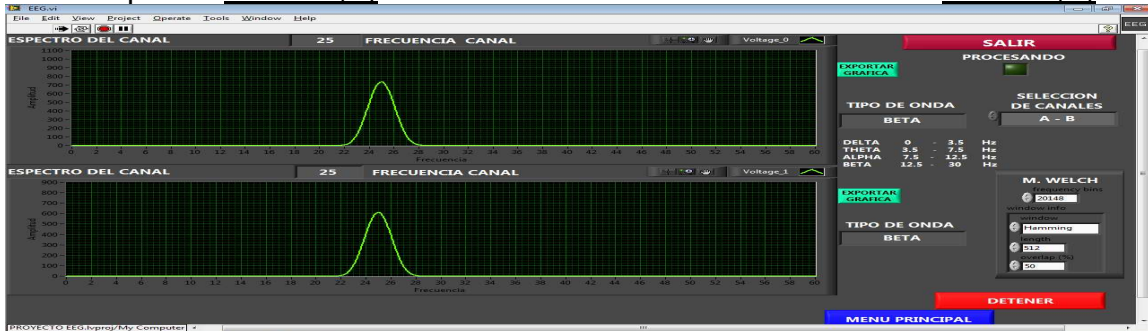


RESPUESTA EN FRECUENCIA

Frecuencia: $f = 25[Hz]$

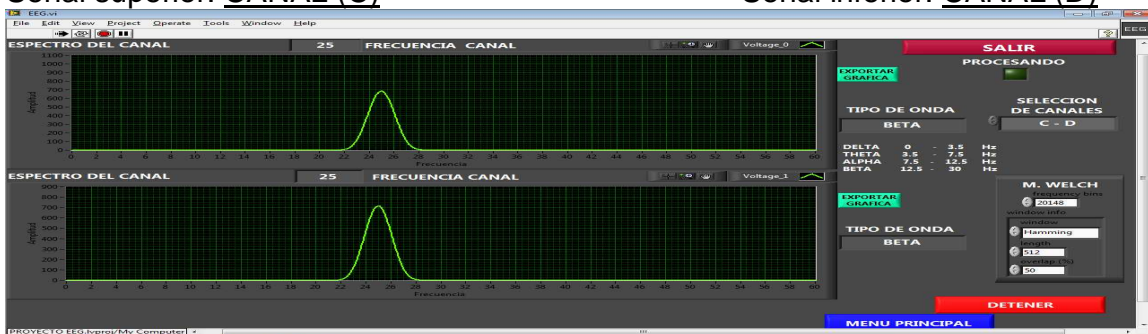
Señal superior: CANAL (A)

Señal inferior: CANAL (B)



Señal superior: CANAL (C)

Señal inferior: CANAL (D)



Señal superior: CANAL (E)

Señal inferior: CANAL (F)

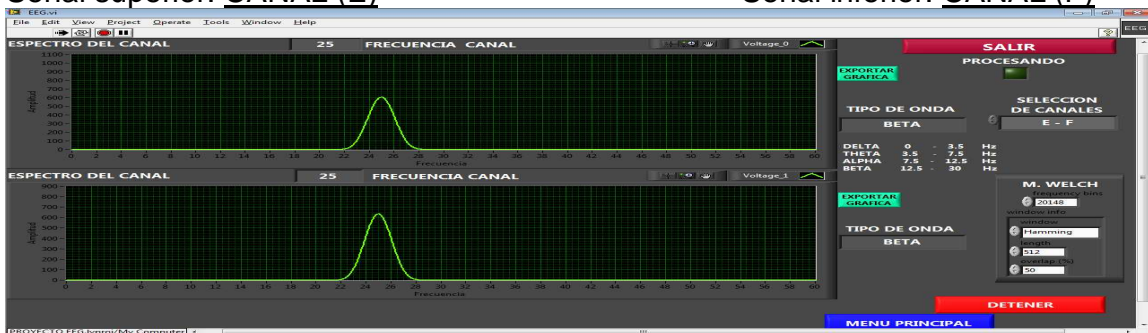


Figura 4. 40: Gráficas de frecuencia de la señal: $fc_L = 2[Hz] < f < fc_H = 35[Hz]$

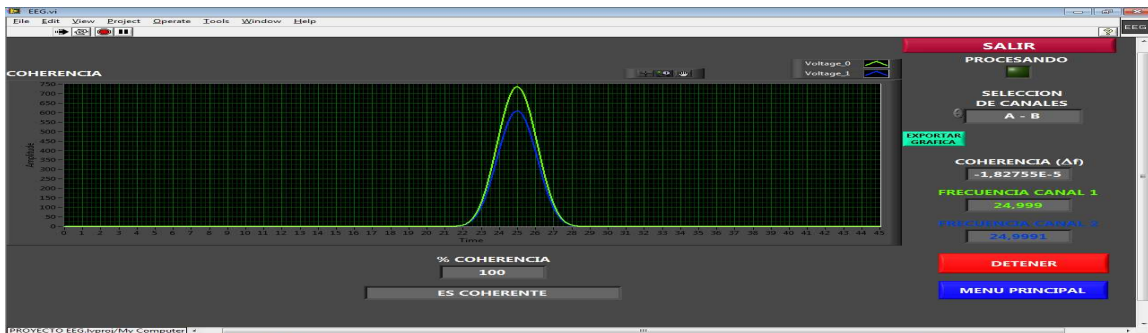


RESPUESTA DE COHERENCIA EN FRECUENCIA

Frecuencia: $f = 25[Hz]$

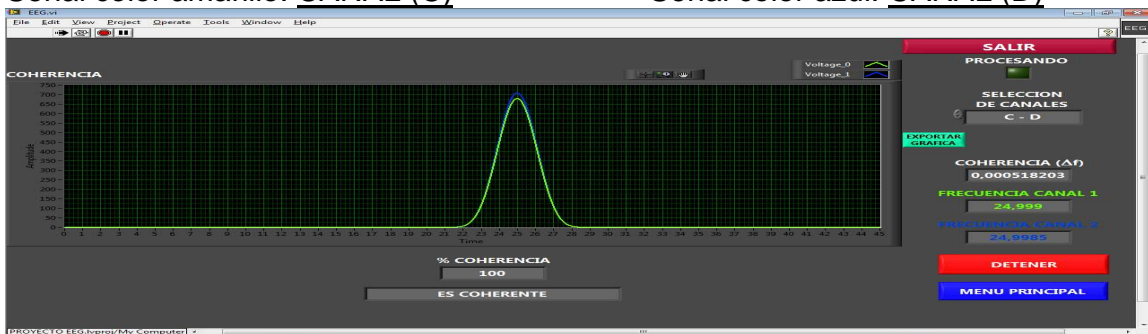
Señal color amarillo: CANAL (A)

Señal color azul: CANAL (B)



Señal color amarillo: CANAL (C)

Señal color azul: CANAL (D)



Señal color amarillo: CANAL (E)

Señal color azul: CANAL (F)

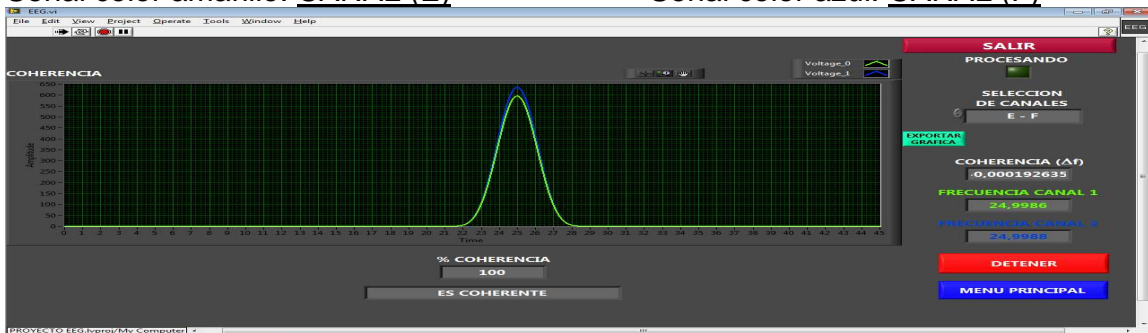


Figura 4. 41: Gráficas de coherencia en frecuencia de la señal: $f_{c_L} = 2[Hz] < f < f_{c_H} = 35[Hz]$



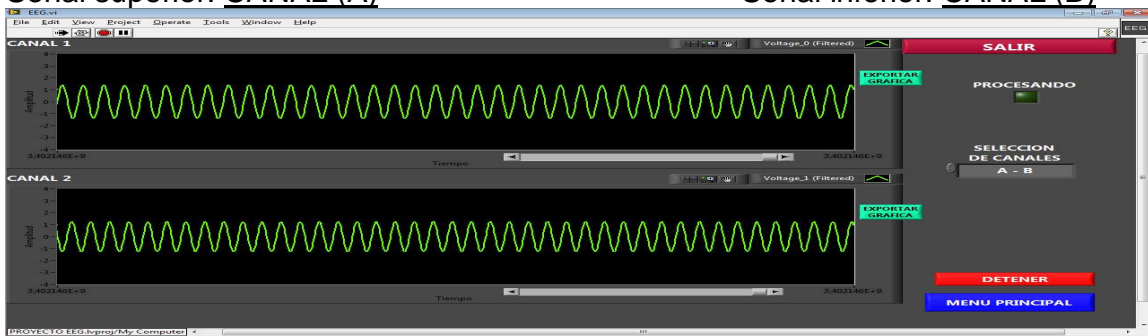
Visualización de las señales adquiridas a frecuencia igual que la frecuencia de corte en alta $f = f_{c_H} = 35 [Hz]$.

RESPUESTA EN TIEMPO

Frecuencia: $f = 25 [Hz]$

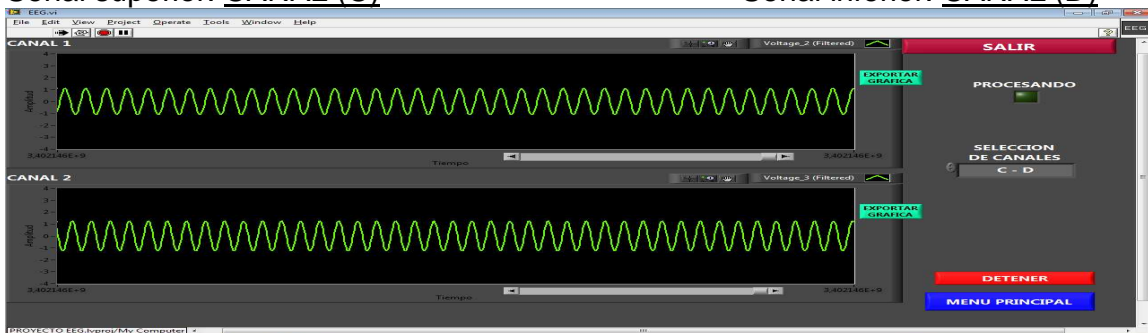
Señal superior: CANAL (A)

Señal inferior: CANAL (B)



Señal superior: CANAL (C)

Señal inferior: CANAL (D)



Señal superior: CANAL (E)

Señal inferior: CANAL (F)

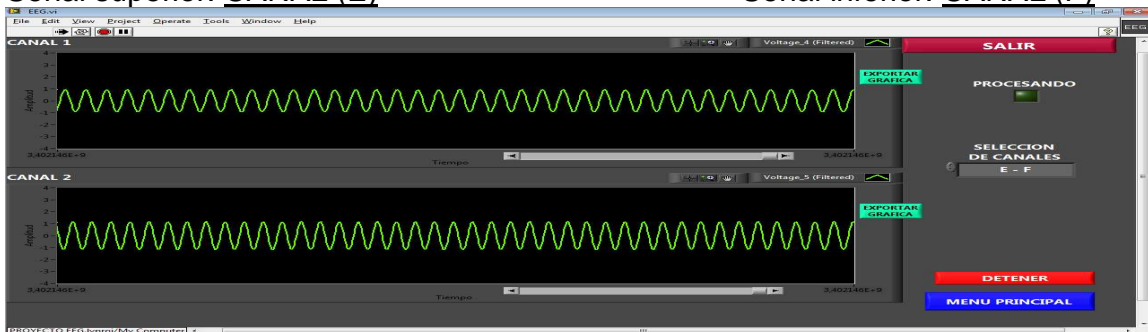


Figura 4. 42: Gráficas de tiempo de la señal: $f = f_{c_H} = 35 [Hz]$

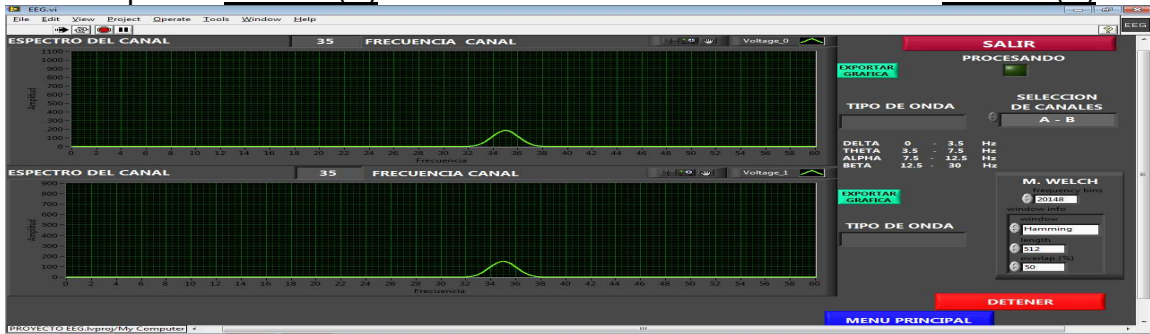


RESPUESTA EN FRECUENCIA

Frecuencia: $f = 35 [Hz]$

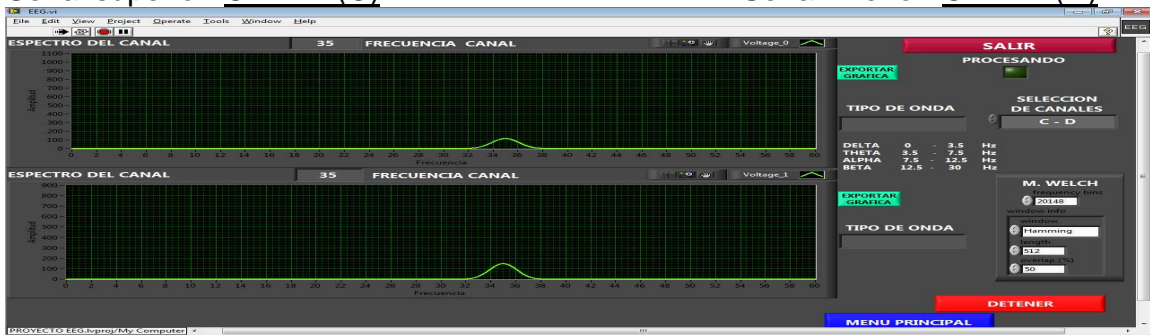
Señal superior: CANAL (A)

Señal inferior: CANAL (B)



Señal superior: CANAL (C)

Señal inferior: CANAL (D)



Señal superior: CANAL (E)

Señal inferior: CANAL (F)

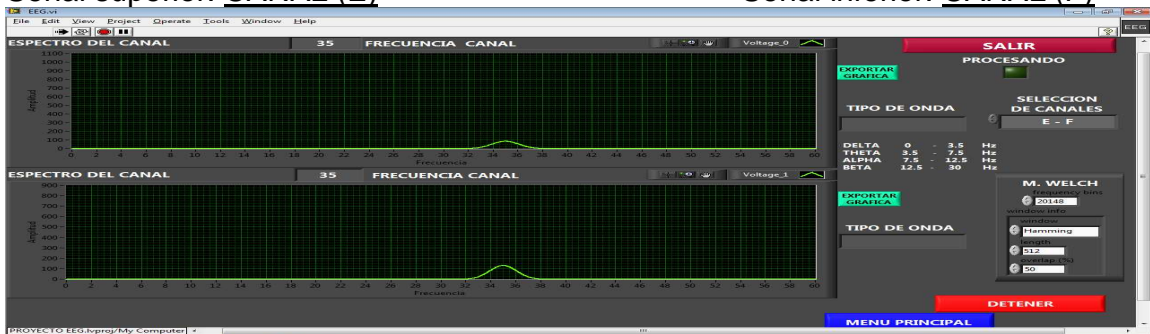


Figura 4. 43: Gráficas de frecuencia de la señal: $f = f_{cH} = 35 [Hz]$

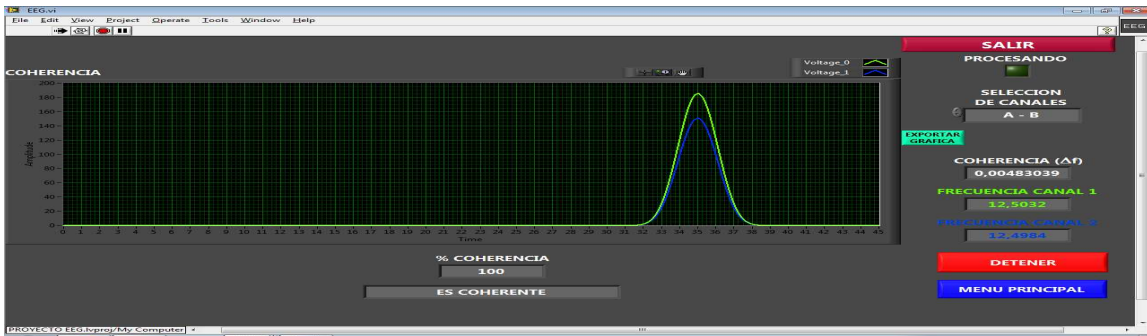


RESPUESTA DE COHERENCIA EN FRECUENCIA

Frecuencia: $f = 25 [Hz]$

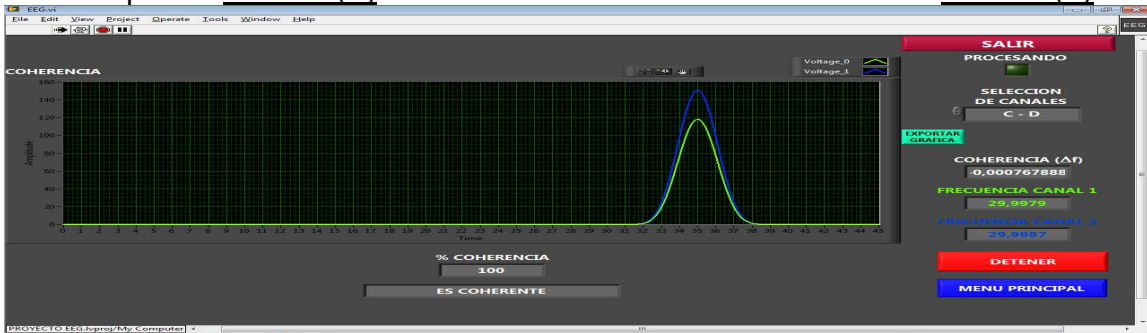
Señal color amarillo: CANAL (A)

Señal color azul: CANAL (B)



Señal superior: CANAL (E)

Señal inferior: CANAL (F)



Señal superior: CANAL (E)

Señal inferior: CANAL (F)

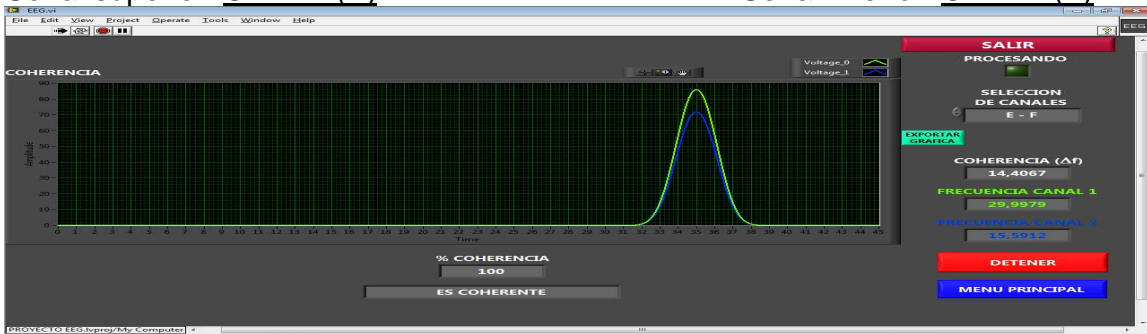


Figura 4. 44: Gráficas de coherencia en frecuencia de la señal: $f = f_{cH} = 35 [Hz]$

RESULTADO

Como se observa en las figuras anteriores, los filtros funcionan en los rangos correspondientes.



4.3 PRUEBAS DE EEG

Una vez efectuadas las pruebas de hardware y software de cada uno de los parámetros que intervienen en la adquisición de las señales, se procederá a realizar las pruebas en dos sujetos, en los cuales se visualizarán las formas de onda obtenidas en el análisis de tiempo, frecuencia y coherencia en frecuencia, y se observará sus respectivas características en los estados de vigilia y relajación.

Sujeto 1

Nombre: Diego Paúl

Edad: 30 años

Condiciones:

Estas pruebas se realizan en un sujeto despierto, sentado, principalmente en dos estados en los cuales se caracteriza las ondas que se requiere obtener, estos estados son: sentado con los ojos abiertos (en vigilia), y sentado con los ojos cerrados en un estado de relajación (en relajación).

El objetivo de estas pruebas es determinar la diferencia entre las formas de onda al estar en vigilia y en relajación, tanto en el análisis de tiempo, frecuencia y coherencia en frecuencia para un tiempo real.

Para facilitar el interfaz gráfico en LabView, y la selección de canales se utilizó una nomenclatura que corresponde a la siguiente tabla:

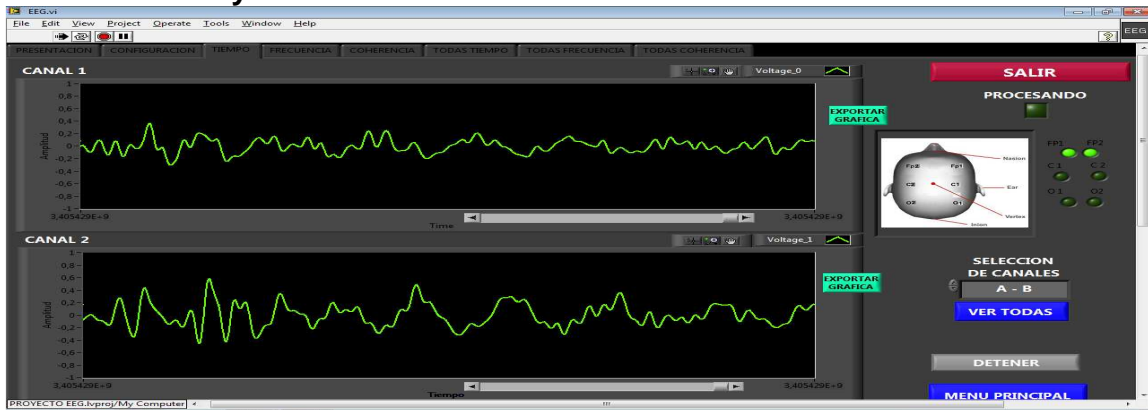
| | | |
|---------|---------------------------|-------|
| CANAL A | Punto FRONTAL DERECHO | (FP1) |
| CANAL B | Punto FRONTAL IZQUIERDO | (FP2) |
| CANAL C | Punto CENTRAL DERECHO | (C1) |
| CANAL D | Punto CENTRAL IZQUIERDO | (C2) |
| CANAL E | Punto OCCIPITAL DERECHO | (O1) |
| CANAL F | Punto OCCIPITAL IZQUIERDO | (O2) |



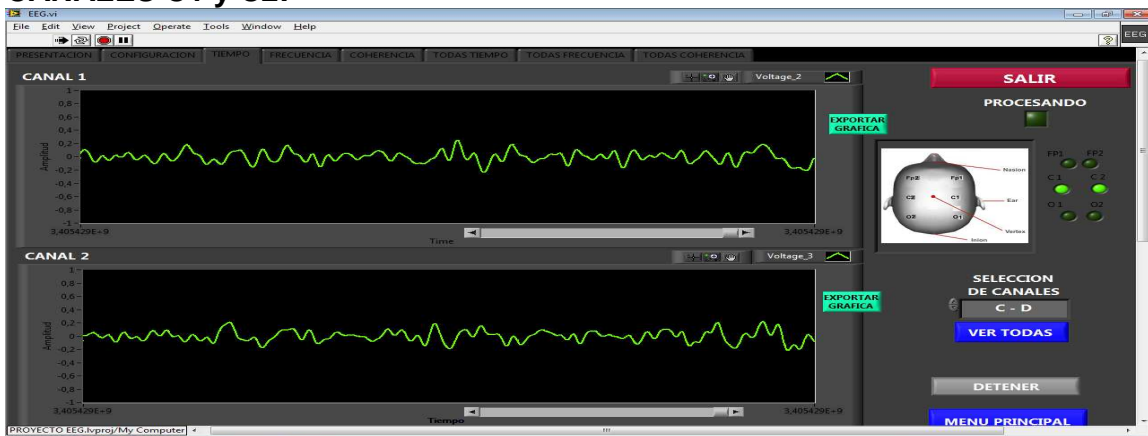
RESPUESTA EN TIEMPO:

Ojos abiertos, (pestañeos)

CANALES FP1 y FP2:



CANALES C1 y C2:



CANALES O1 y O2:

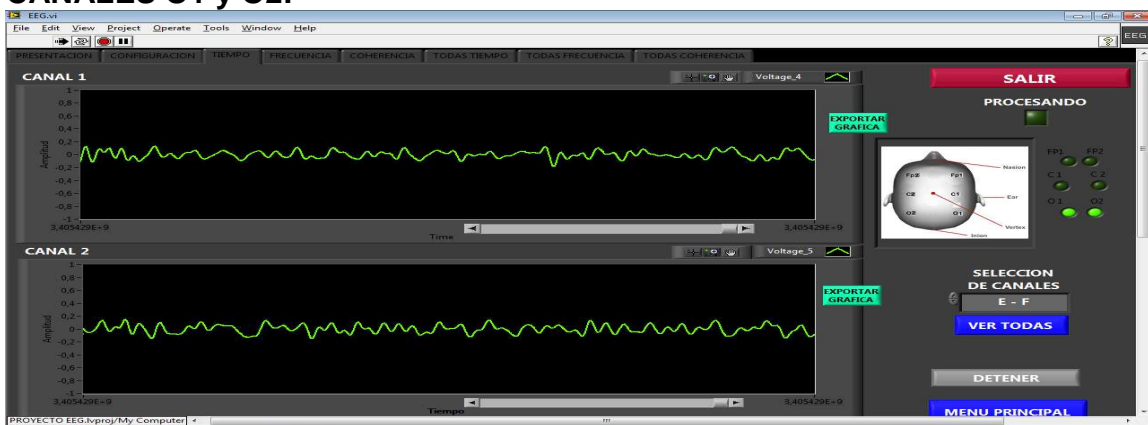


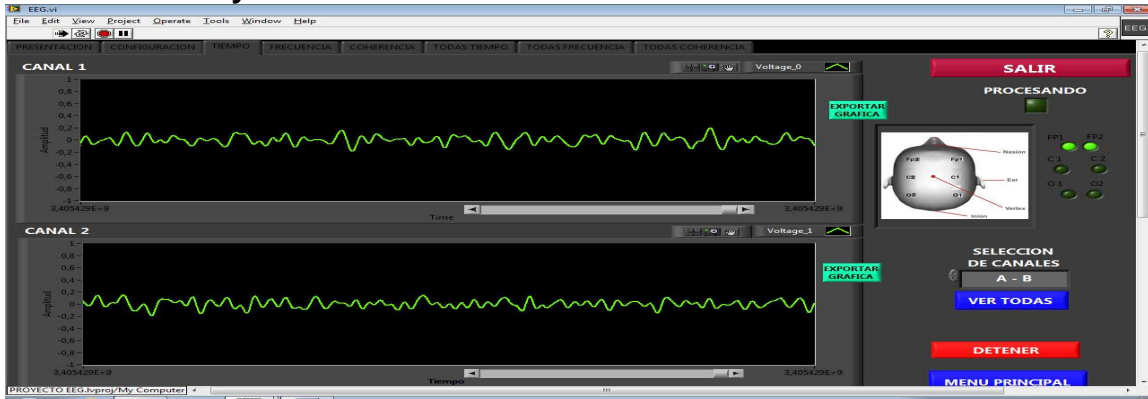
Figura 4. 45: Gráficas de los canales en Análisis del tiempo en estado de Vigilia (Ojos abiertos)



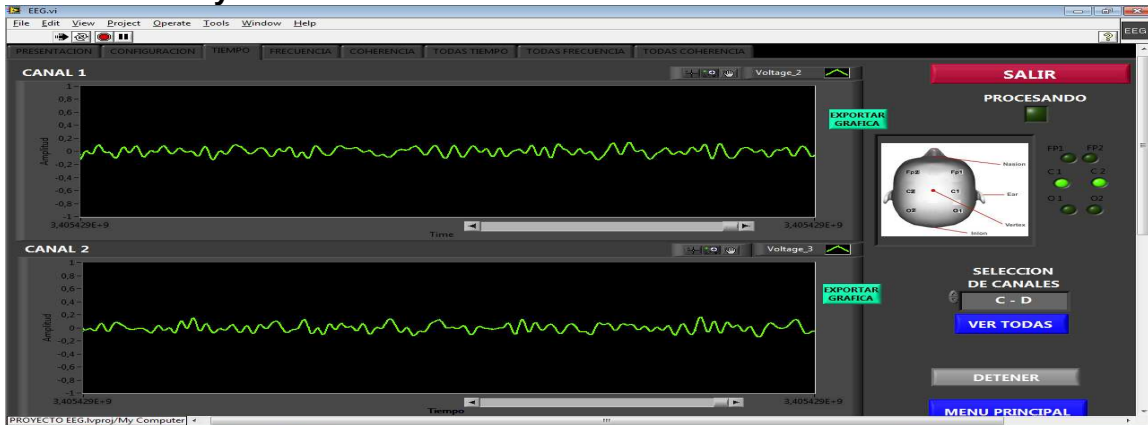
RESPUESTA EN TIEMPO:

Ojos cerrados, (en relajación)

CANALES FP1 y FP2:



CANALES C1 y C2:



CANALES O1 y O2:

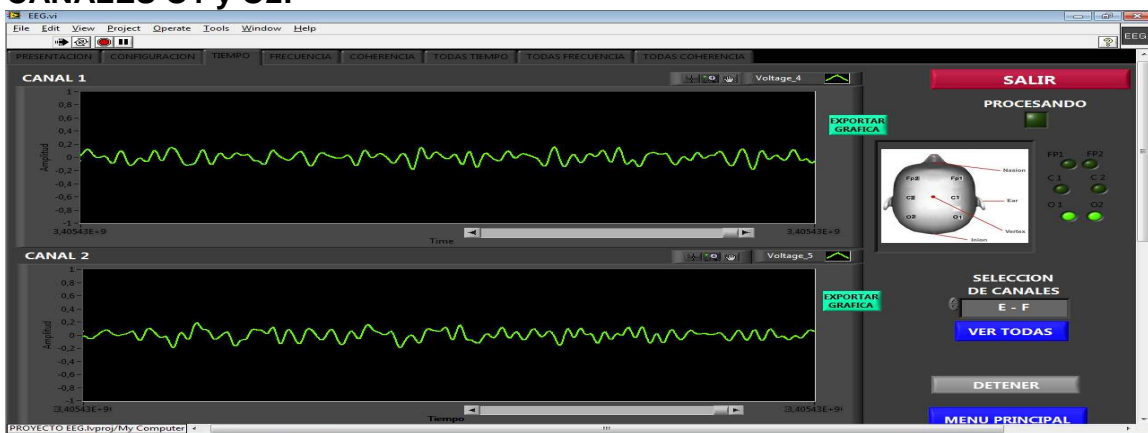


Figura 4. 46: Gráficas de los canales en Análisis del tiempo en estado de Relajación (Ojos cerrados)



En Las gráficas anteriores (**figura 4.45 y figura 4.46**) corresponden a las señales electroencefalográficas adquiridas por el sistema implementado, estas corresponden a los lóbulos frontales (Canal A frontal derecho [FP1], Canal B frontal izquierdo [FP2], Canal C central derecho [C1], Canal D central izquierdo [C2], Canal E Occipital derecho [O1] y Canal F occipital izquierdo [O2]).

Se observa en los canales (FP1 y FP2) que las señales presentan picos de voltaje debido a los pestañeos del sujeto en el momento que se realiza el análisis.

Mientras que en los demás canales C1 y C2, y los canales O1 y O2, al momento del pestañeo no se presentan estos picos de voltaje. Estos canales al estar distanciados del movimiento del músculo que producen los pestañeos, se obtienen las señales más puras y se puede diferenciar que en los canales C1 y C2 se presenta una señal similar a una onda modulada en estado de relajación del sujeto.

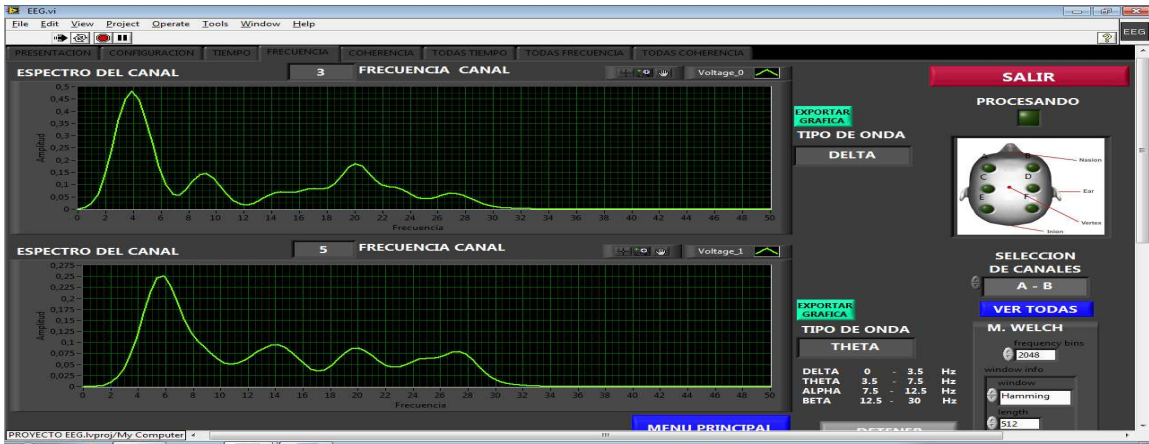
Y en los canales O1 y O2, son unas señales muy pequeñas y complejas de sensor y de igual manera son señales puras libres de movimientos oculares.

En las siguientes gráficas se realizarán los análisis en frecuencia y la coherencia que se tiene entre estos dos canales.

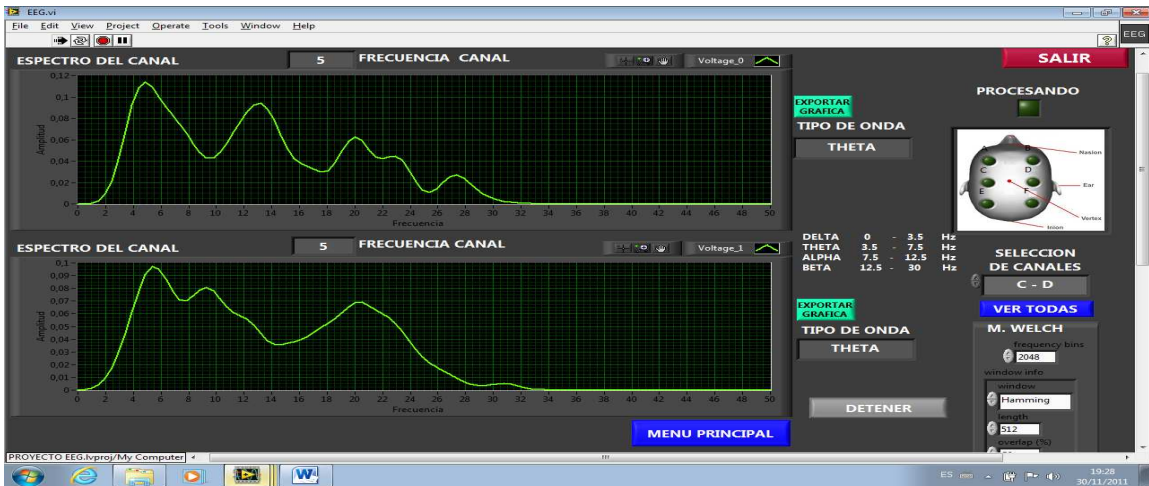
RESPUESTA EN FRECUENCIA

Ojos abiertos, (pestañeos)

CANALES FP1 y FP2:



CANALES C1 Y C2:



CANALES O1 Y O2:

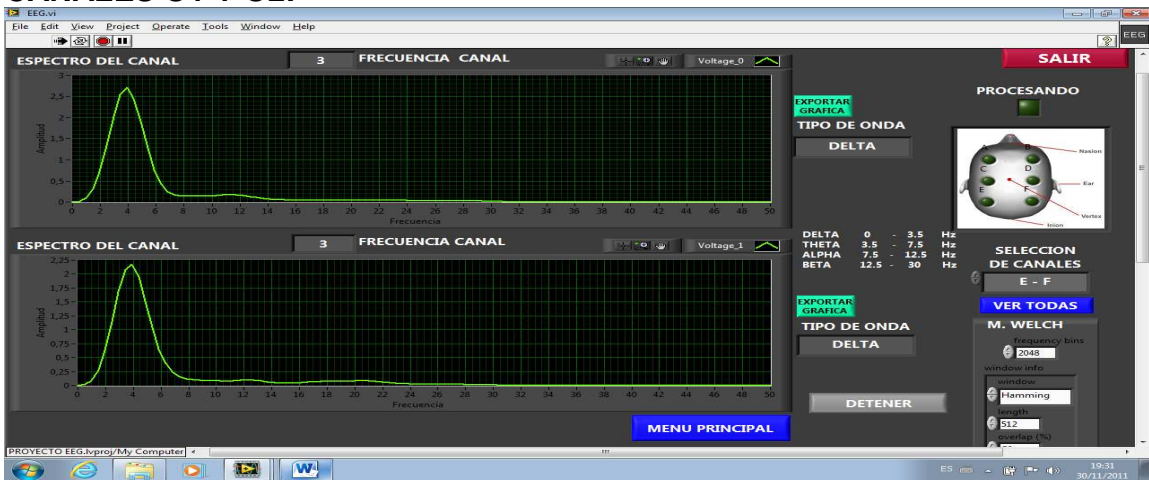


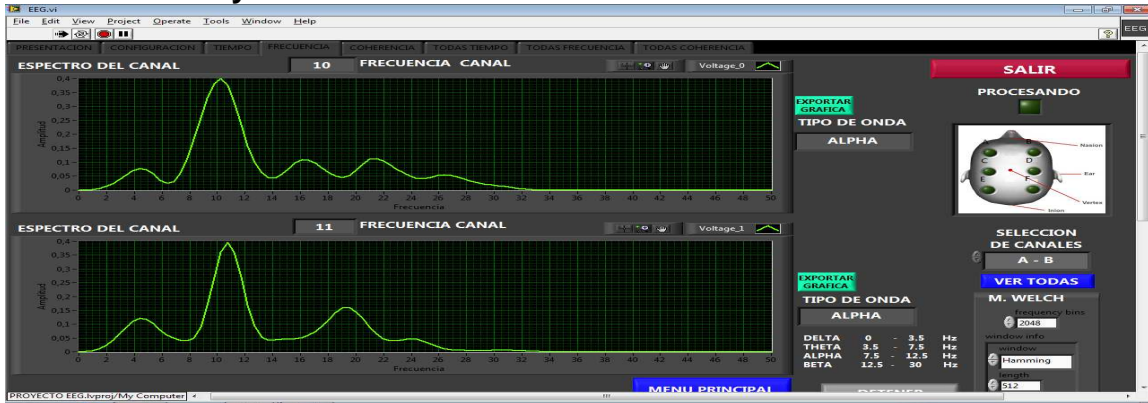
Figura 4. 47: Gráficas de los canales en Respuesta en frecuencia (Ojos abiertos)



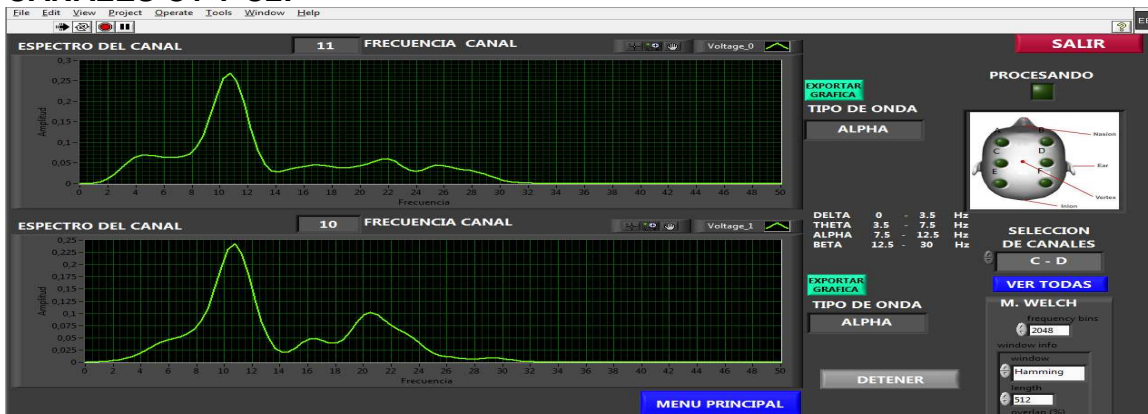
RESPUESTA EN FRECUENCIA

Ojos cerrados, (sin pestañeos, en estado de relajación)

CANALES FP1 y FP2:



CANALES C1 Y C2:



CANALES O1 Y O2:

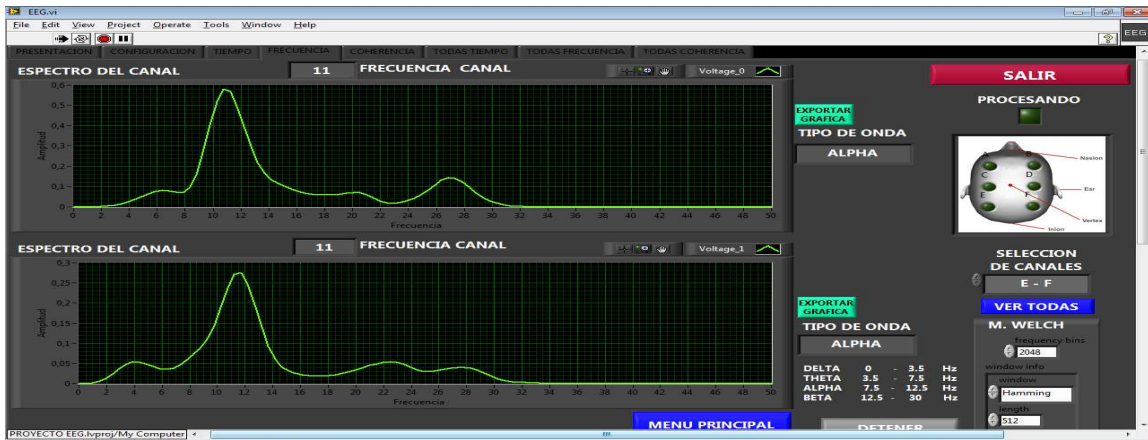


Figura 4. 48: Gráficas de los canales en Respuesta en frecuencia (Ojos cerrados)

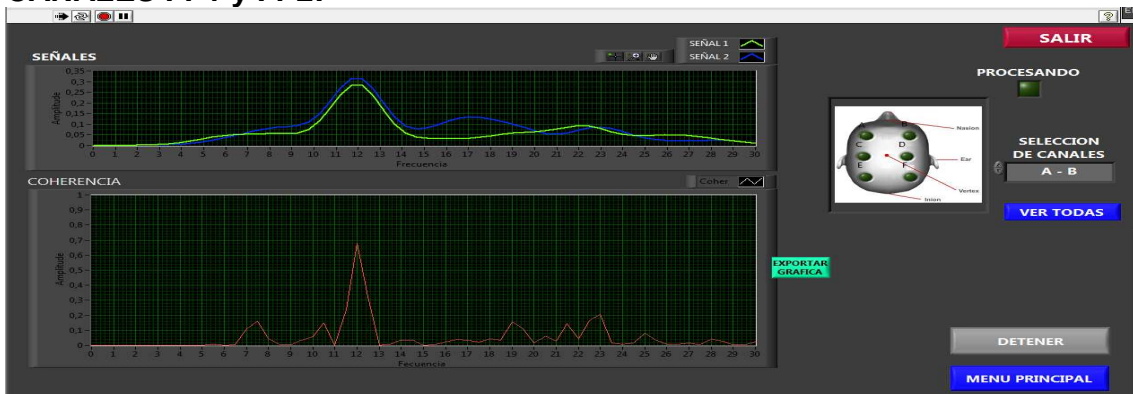
Como se puede ver en las **figura 4.46**: Respuesta en frecuencia con los ojos abiertos en estado de vigilia; el espectro de potencia en los seis canales tienen una forma de onda muy ancha y que generalmente varía de frecuencia en frecuencia.

Mientras que en las **figuras 4.47**: Respuesta en frecuencia con los ojos cerrados en estado de relajación, que el espectro de potencia es muy angosto y fijo en una sola frecuencia que corresponde a la banda de las frecuencias ALFA, es decir que el individuo cuando cierra los ojos y entra en un estado de relajación, el cerebro entra en un ritmo alfa y su espectro tiene su máximo pico entre 10 y 12 Hz.

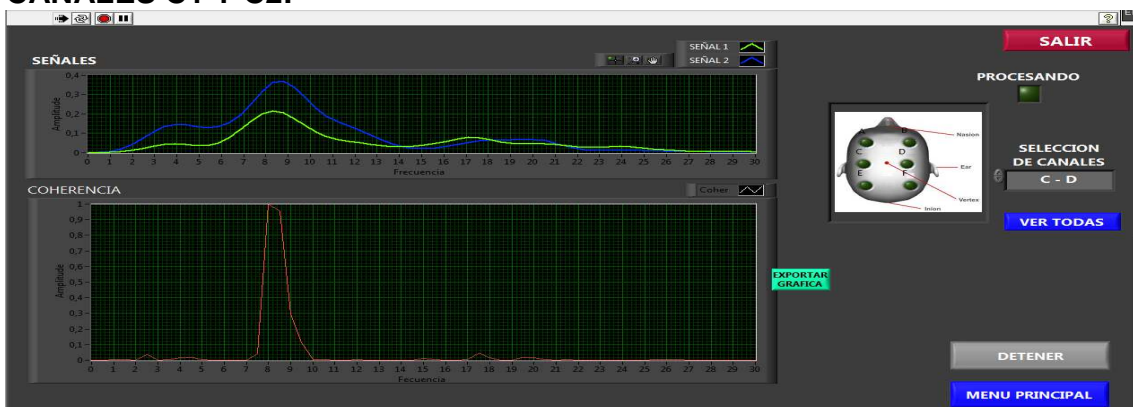
RESPUESTA EN COHERENCIA

Ojos cerrados (en relajación)

CANALES FP1 y FP2:



CANALES C1 Y C2:



CANALES O1 Y O2:

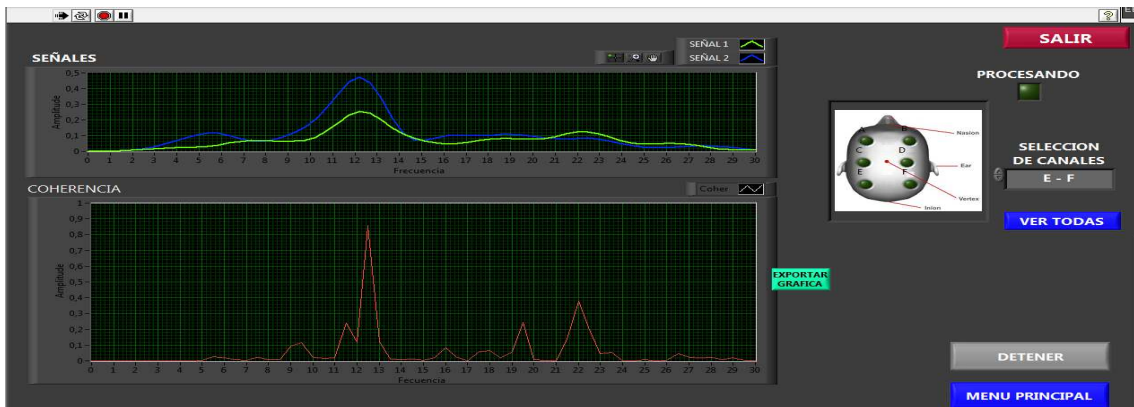


Figura 4. 49: Gráficas de los canales en Respuesta de Coherencia en Frecuencia (Ojos cerrados)

Mediante la realización de estas pruebas, se puede visualizar y determinar varios aspectos relevantes para el propósito de nuestro proyecto, uno de ellos es visualizar el cambio de ritmo de las ondas, llamado Ritmo Alfa, que se produce cuando un sujeto pasa del estado de vigilia (abierto los ojos), a un estado de relajación temporal (cerrado los ojos), en donde podemos ver que se tiene la máxima potencia del espectro a frecuencias entre 9,5 Hz y 12,5 Hz que corresponden a las Ondas Cerebrales Alfa.

También en el análisis de Coherencia en frecuencia como se observa en la **figura 4.49** notamos que los dos lóbulos (Canales) están a la misma frecuencia.

Individuo 2

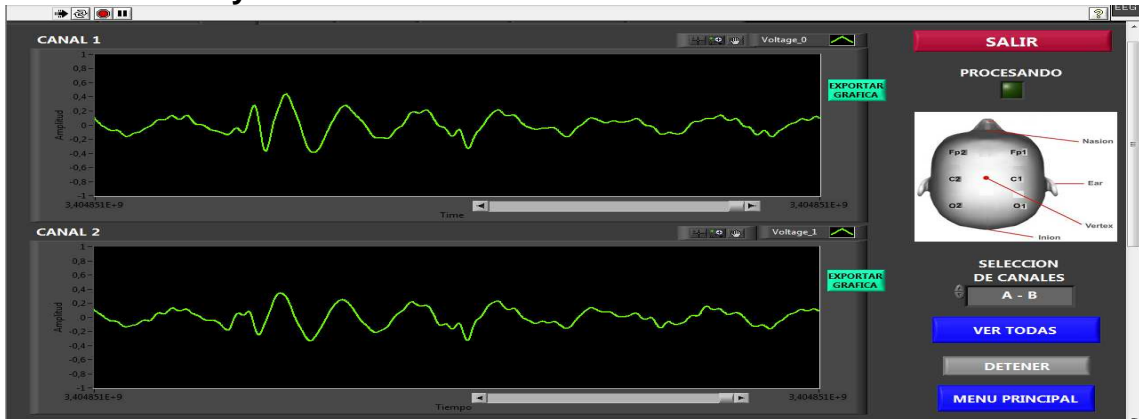
Una vez realizada las pruebas de cada una de las fases que intervienen en la adquisición de la señal, se procederá a realizar las pruebas en un segundo sujeto, en las cuales se visualizarán las formas de onda obtenidas en el Análisis de tiempo, Análisis de Frecuencia y el análisis de Coherencia en frecuencia.

Nombre: Francisco Javier
Edad: 30 años

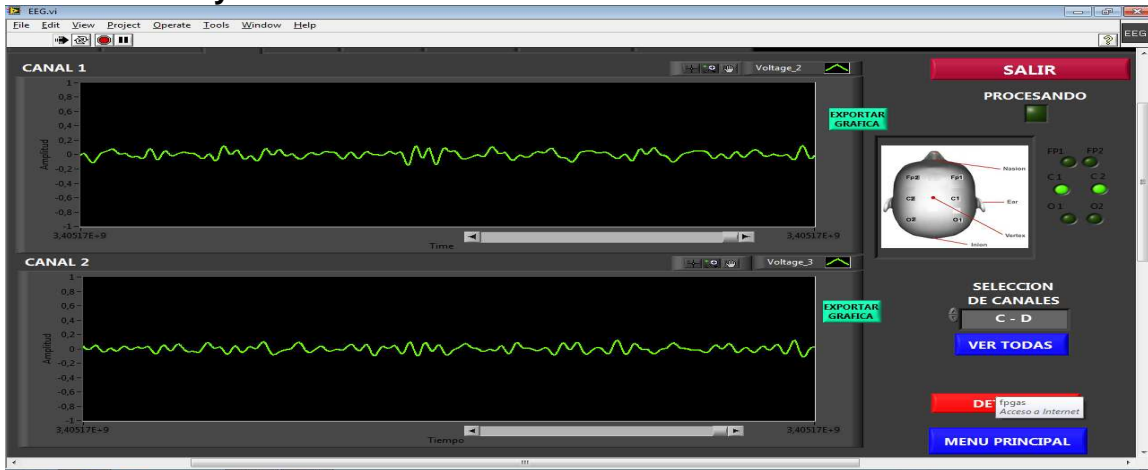
RESPUESTA EN TIEMPO:

Ojos abiertos, (pestañeos)

CANALES FP1 y FP2:



CANALES C1 y C2:



CANALES O1 y O2:

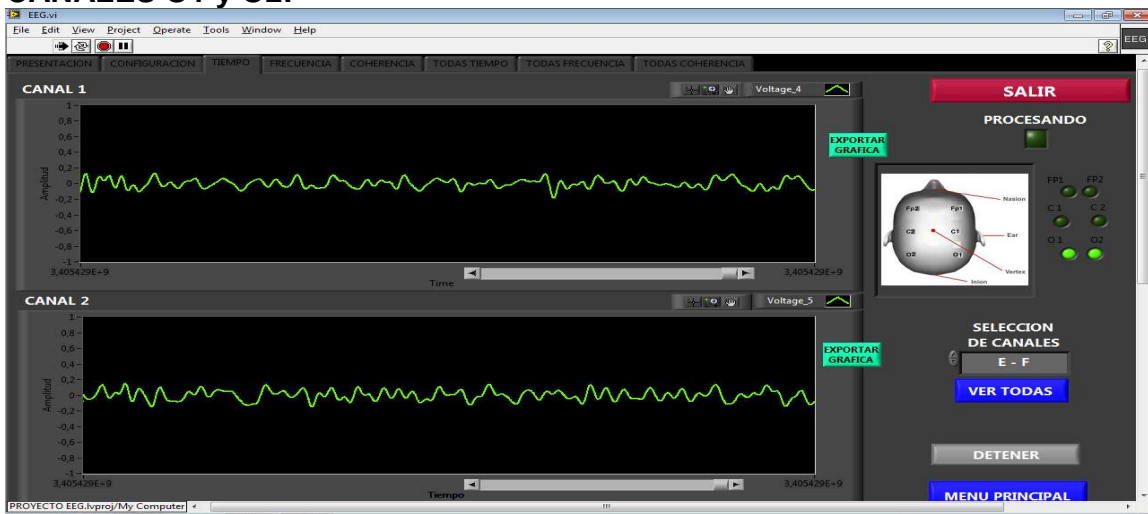


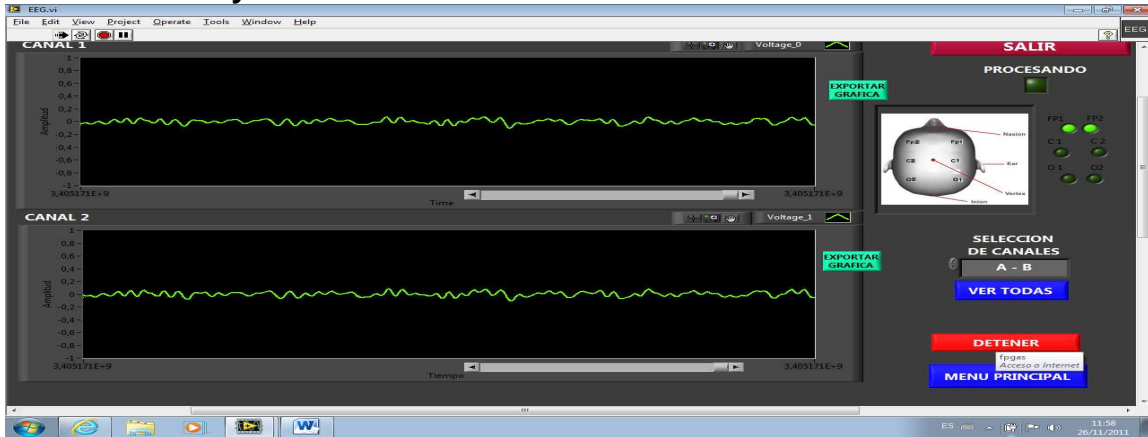
Figura 4. 50: Gráficas de los canales en Análisis del tiempo en estado de Vigilia (Ojos abiertos)



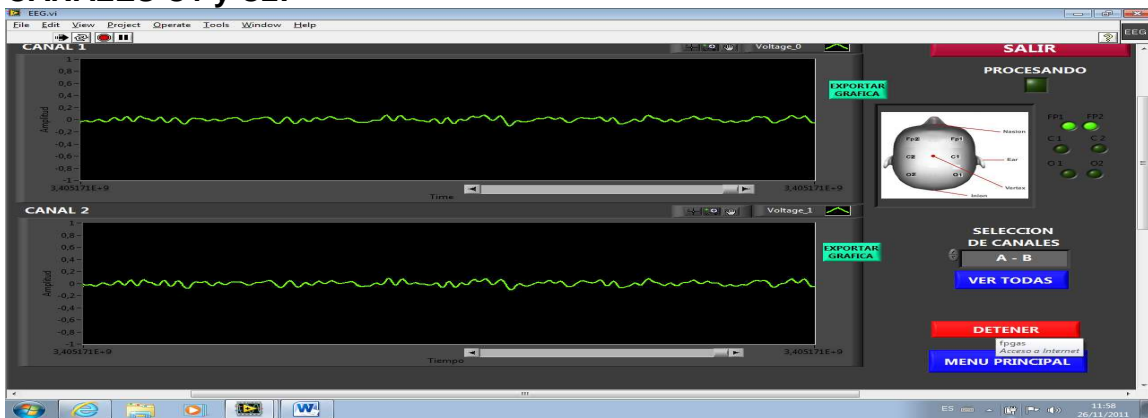
RESPUESTA EN TIEMPO:

Ojos cerrados, (en relajación)

CANALES FP1 y FP2:



CANALES C1 y C2:



CANALES O1 y O2:

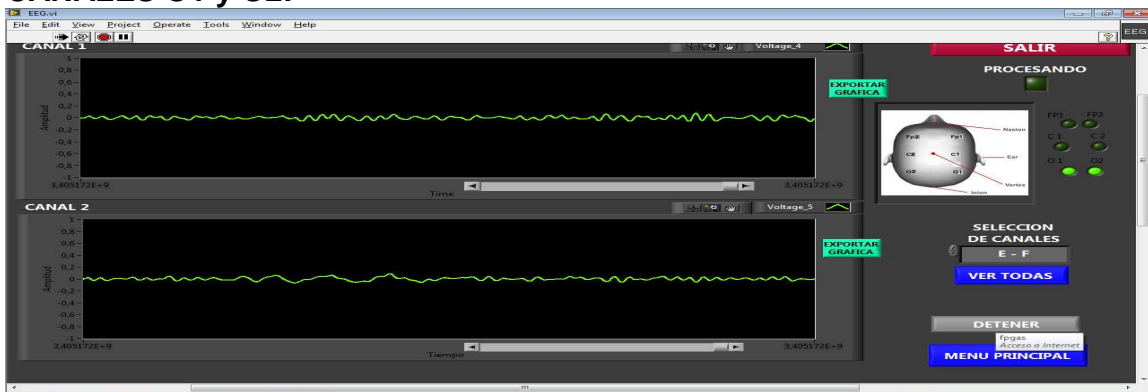


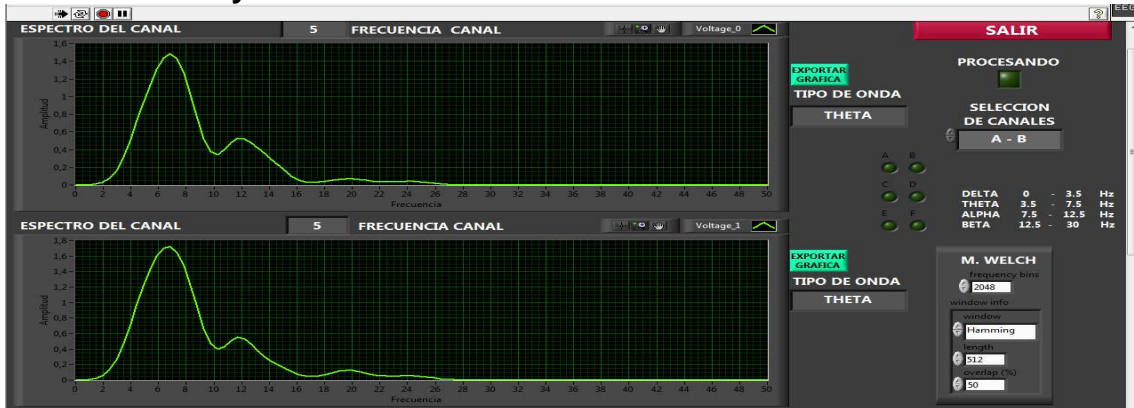
Figura 4. 51: Gráficas de los canales en Análisis del tiempo (Ojos cerrados)



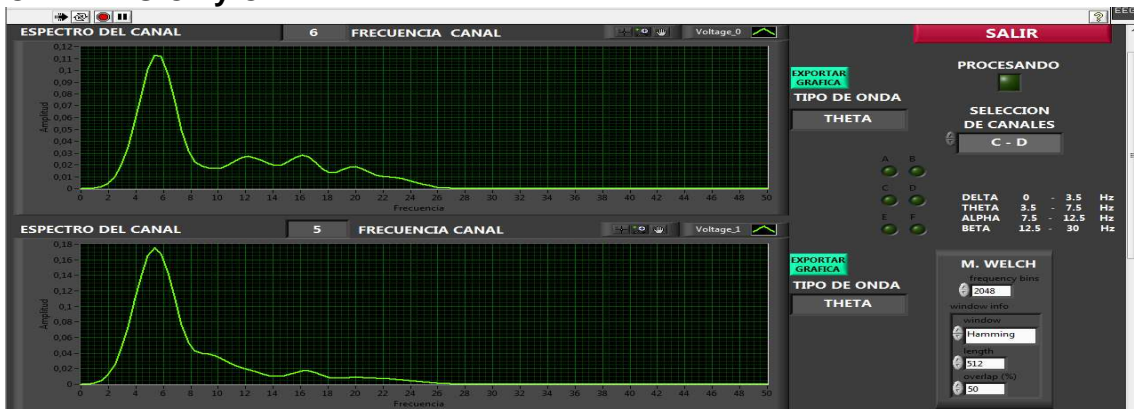
RESPUESTA FRECUENCIA:

Ojos abiertos, (en vigilia)

CANALES FP1 y FP2:



CANALES C1 y C2:



CANALES O1 y O2:

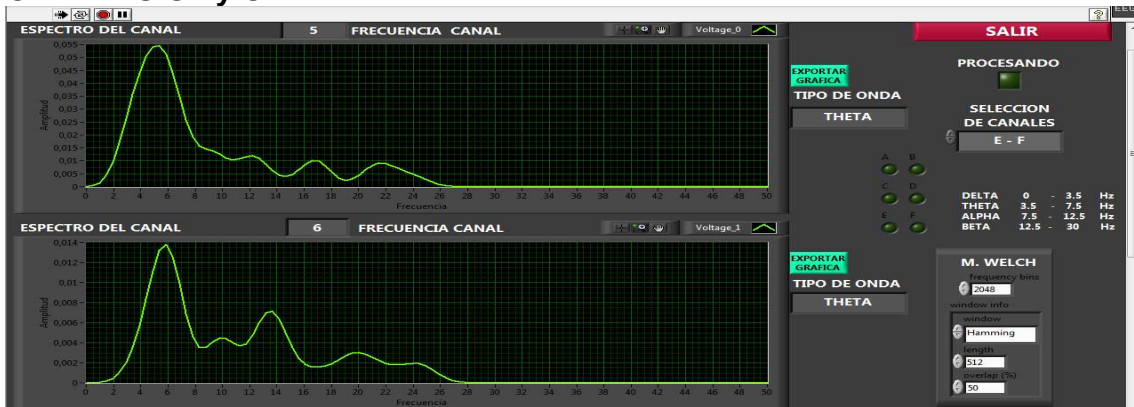


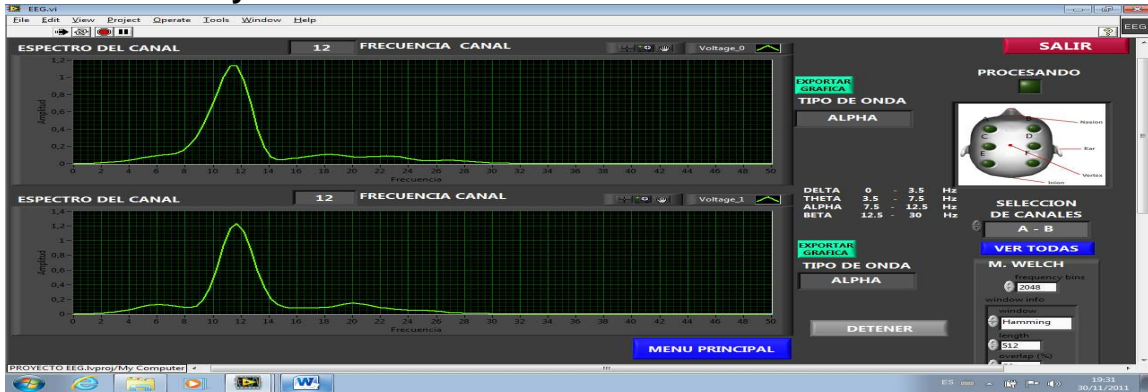
Figura 4. 52: Gráficas de los canales en Análisis de Frecuencia en estado de Vigilia (Ojos abiertos)



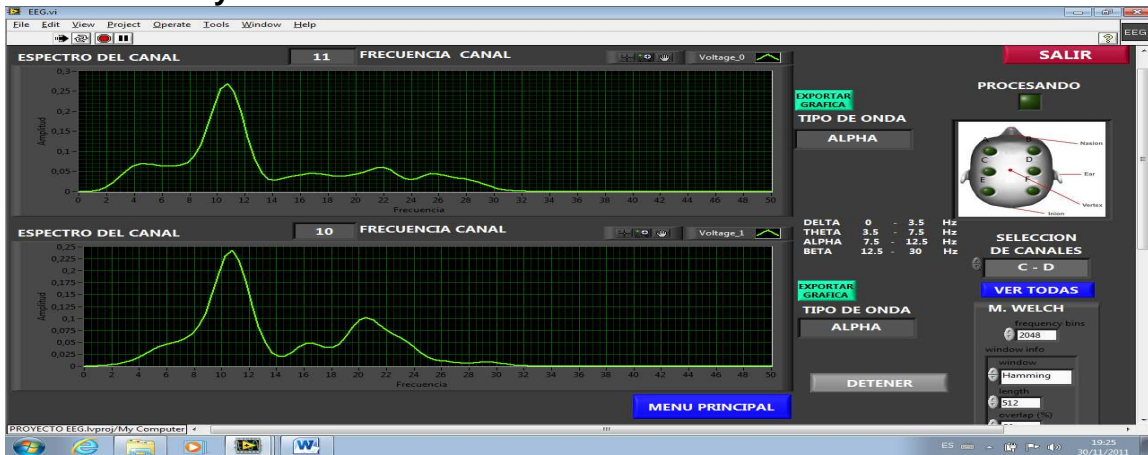
RESPUESTA FRECUENCIA:

Ojos cerrados, (en relajación)

CANALES FP1 y FP2:



CANALES C1 y C2:



CANALES O1 y O2:

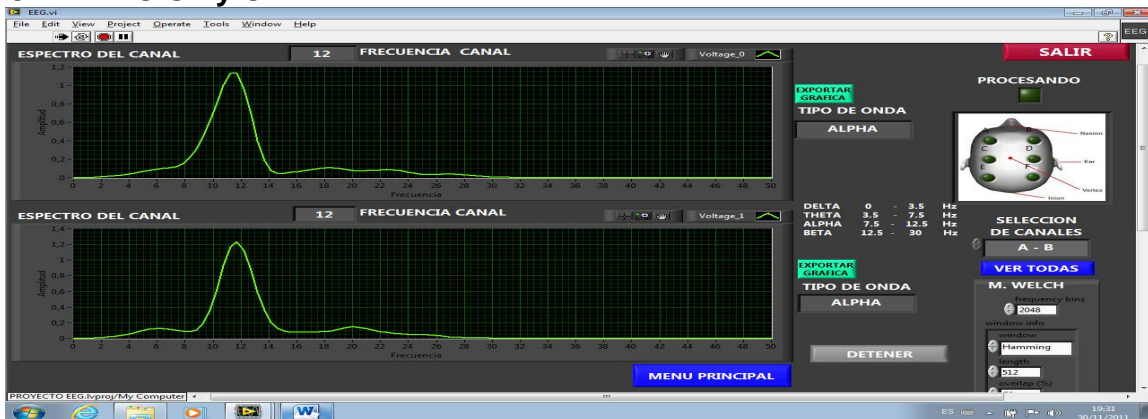


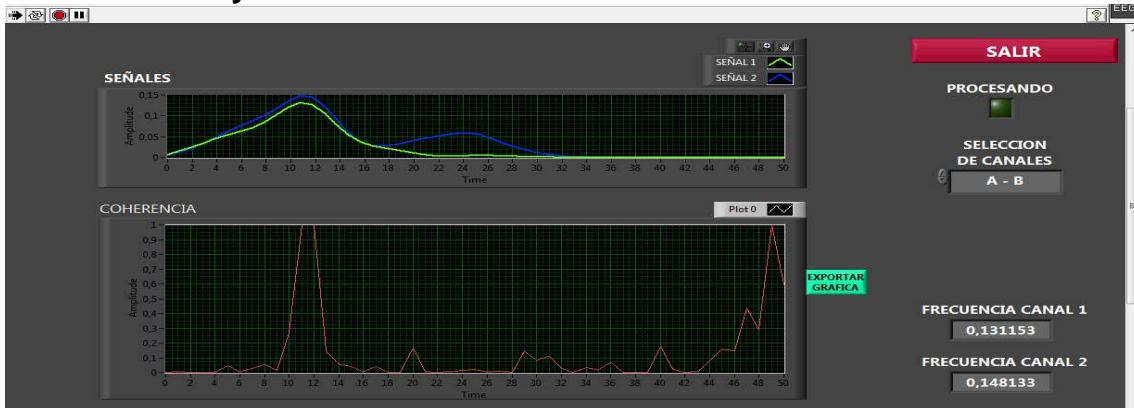
Figura 4. 53: Gráficas de los canales en Análisis de Frecuencia (Ojos cerrados)



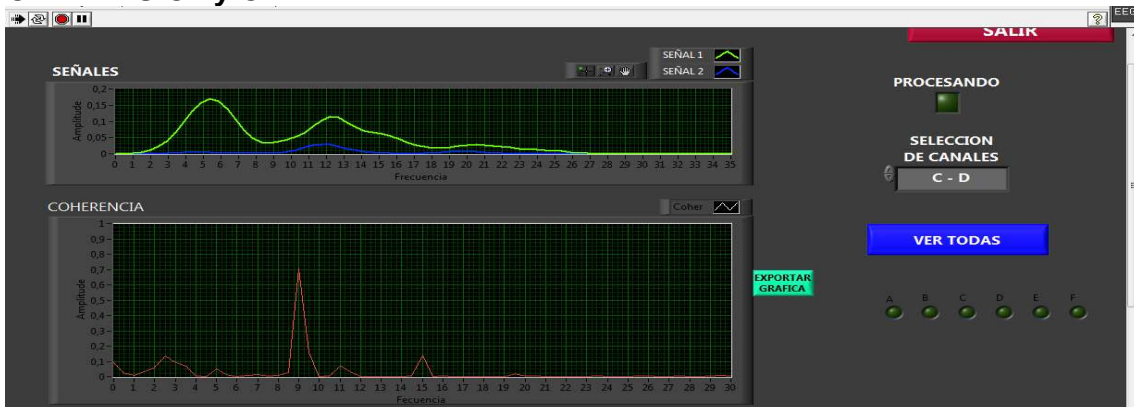
RESPUESTA DE COHERENCIA EN FRECUENCIA:

Ojos cerrados, (en relajación)

CANALES FP1 y FP2:



CANALES C1 y C2:



CANALES O1 y O2:



Figura 4. 54: Gráficas de los canales en Análisis de Coherencia en Frecuencia (Ojos cerrados)

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES



CONCLUSIONES:

- El hardware se diseñó de tal manera que permita una ganancia lo suficientemente razonable, para ser utilizado en la adquisición de las señales cerebrales, en nuestro caso señales electroencefalográficas de una amplitud de voltaje muy reducido.
- Al analizar las ondas registradas en los sujetos voluntarios se pudo observar que tienen gran variabilidad, dependiendo del estado emocional del paciente y del estado de concentración en la que se encontraban en ese momento.
- La implementación de la etapa de filtrado, tanto en hardware como en software permitió eliminar lo máximo posible las interferencias por ruido de la red eléctrica, evitando de gran manera la saturación de los amplificadores operacionales debido a que las señales EEG se encuentran en el orden de los micro voltios y la señal interferente se encuentra en la mayoría de los casos en el orden de los mili voltios.
- La visualización de las ondas en tiempo real se dio a la implementación de un filtro pasa banda FIR, que se puede configurar sus taps, que trabaja de manera iterativa, se obtuvo muy buenos resultados en el análisis de frecuencia y coherencia en frecuencia.
- Las pruebas de software realizadas a los filtros digitales, nos dieron excelentes resultados, sobre todo cuando se trabaja con ondas prácticas como en nuestro caso una señal senoidal.
- Las salidas de los amplificadores operacionales, introducían un offset a las señales, por lo que fue necesario la utilización de un filtro Butterworth de tercer orden, evitando de esta manera la saturación de los amplificadores operacionales.



- La parte más importante de la captación de las señales se dan en el acoplamiento de impedancias electrodo-piel, determinando el éxito o fracaso del registro, en este caso con los electrodos y la solución de cloruro de sodio, se obtuvo buenos resultados de adherencia entre el electrodo y la piel.
- Las señales tomadas en la región frontal y central de dos sujetos de prueba, se pudo comprobar que no existe un pico de voltaje al instante de un parpadeo.
- La coherencia en frecuencia se da principalmente en pacientes en un estado de relajación y con los ojos cerrados y el valor de frecuencia fluctúa entre 9 y 12 Hz, ya en otros estados es muy complejo observar la coherencia, especialmente en vigilia.
- Mediante el programa computacional de LabView, se pudo observar los seis canales, tanto en tiempo, frecuencia y coherencia, y sobre todo el gráfico de coherencia es muy importante debido a que si los lóbulos cerebrales no tienen una misma frecuencia, el paciente podría tener posibles dolores de cabeza o migrañas.
- Al configurar la tarjeta de adquisición de datos, es suficiente una frecuencia de 1khz, ya que a mayores valores el programa se vuelve lento y se tiene un retraso considerable en el registro de las señales cerebrales.
- Es necesario que los ocho electrodos a usarse durante la experimentación sean de la misma clase y material (oro, plata o cobre), de lo contrario presentarán falsos voltajes a diferentes frecuencias, haciendo que las señales se distorsionen y que los análisis de los parámetros deseados tengan incongruencias.



- Al instante de la colocación de los electrodos es importante, que las zonas de la corteza cerebral donde se colocarán estos sensores, estén lo suficientemente limpias para este fin se utiliza alcohol, para así tener una mejor adherencia al cuero cabelludo y evitar en lo posible visualizar las señales indeseables como el ruido.
- En el capítulo de pruebas se puede concluir que con ojos abiertos, en análisis de tiempo en los lóbulos frontales observamos unas amplitudes que varían solamente al momento que el sujeto parpadea; en tanto que en los lóbulos parietales y occipitales las señales en su amplitud no cambia significativamente; en tanto que el sujeto en relajación se observan ondas prácticamente moduladas en todos los canales visualizados, que es una característica de la onda alfa.
- En la respuesta en frecuencia se nota que los sujetos con ojos abiertos, hay picos en frecuencias sobre todo menores a los 10Hz, pero al momento de cerrar lo ojos, en su mayoría tienen un ritmo alfa entre 10 y 12 Hz, lo mismo ocurre en la coherencia en frecuencia, cuando el sujeto se relaja, hay una señal significativa en 10 Hz y existe una coherencia de prácticamente un 100%

RECOMENDACIONES

- Es importante y ser muy cuidadoso al momento de realizar las mediciones y pruebas en los sujetos, para así evitar fugas de corriente o posibles cortocircuitos que puedan afectar al mismo.
- Debido a que el hardware maneja señales pequeñas en el orden de micro voltios es recomendable no realizar los registros en presencia de campos electromagnéticos ya que la interferencia resultante será excesiva.



- Es necesario que al sensor las señales cerebrales, se debe obligatoriamente estar alejados lo máximo posible de equipos que introduzcan ruido a nuestro equipo EEG, como computadoras, motores, entre otros equipos electrónicos, y en lo posible utilizar reguladores de voltaje o una UPS para minimizar las interferencias introducidas por los equipos adyacentes.
- El hardware y software desarrollado son una base para la implementación de un equipo EEG con mayor número de canales, ya que se se pudo analizar la coherencia cerebral en los lóbulos del cerebro; las ondas cerebrales es un tema amplio para mejorar la implementación tanto en hardware y software según los requerimientos y aplicaciones de la medicina.
- El hardware de seis canales puede ser utilizado para la adquisición, visualización y análisis de frecuencias de cualquier tipo de señal ya que se aplica el método más eficiente para la estimación espectral de las señales, como es el método de Welch, y para comprobar los filtros analógicos y digitales implementados con cualquier tipo de señal, como en este caso un generador de funciones.
- El programa LabView ofrece el análisis en tiempo real, la tarjeta de adquisición de datos con velocidad de muestreo de 48 KHz/s, nos ayuda a registrar y adquirir las señales, para un tiempo límite inferior de adquisición y de normal funcionamiento del equipo Hardware - Software, este tiempo es menor de 2 segundos. Si se requiere trabajar en tiempos más bajos de adquisición se debería tener una tarjeta de adquisición de datos de una mayor velocidad de muestreo.



BIBLIOGRAFÍA

Capítulo 1

- GUYTON, A. Fisiología y fisiopatología. México, D.F. Mac Graw-Hill.1974
- Ramos Platón, M. J. Sueño y procesos cognitivos. Madrid. Síntesis.1996
- Rowan, J. Conceptos Básicos sobre EEG con mini atlas. España. Elsevier. 2004
- Stevens LA. Exploradores del cerebro. Barcelona: Barral Editores 1971: 235-281.
- Prutchi D. Norris, M. Design and Development of Medical Electronic Instrumentation. USA. John Wiley & Sons.2005
- Ed. K. Maurer. Topographic Brain Mapping of EEG and Evoked Potentials. USA. Springer-Verlag.1989
- Dr. Alejandro G. Andersson, Médico Neurólogo MN: 65.836; Coherencia Intrahemisférica Regional, HTUagandersson@hotmail.com.arUTH ; www.neurologiainba.com.arUTH

- **Etapas del sueño**

<http://www.iqb.es/neurologia/a004.htm>

- **El sueño**

http://www.megabrain.net/novedades/megabrain/ondas_cereb.htm

- **El cerebro**

<http://www.anatomiahumana.ucv.cl/morfo/neuro2morfo.html>

- **Las neuronas**



- <http://www.psicologia-online.com/ebooks/general/neuronas.htm>
- http://hal.archives-ouvertes.fr/docs/00/41/18/PDF/ArticFA_esp.pdf
- <http://www.dspguide.com/CH9.PDF>

Capítulo 2

- Boylestad, R. Nashelsky, L. Electrónica. Teoría de circuitos y dispositivos electrónicos, Sexta Edición, Prentice Hall Hispanoamericana, S.A. 1997.
- Coughlin Robert F., Driscoll Frederick F., Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales.
- C.J. Savant, Diseño Electrónico, Circuitos y Sistemas Addison-Wesley Iberoamericana 1992

Capítulo 3

- Proakis, J. G. and Manolakis, D. G. Digital Signal Processing: Principles, Algorithms and Applications. Third Edition. Prentice Hall Inc. 1996
- Oppenheim, A. and Willsky, A. S. Signals and Systems. Prentice Hall Inc. 1993
- Orfanidis, S. J., 1996. Introduction to Signal Processing. Prentice may, Inc.
- Jorge A. Romero Chacón. DISEÑO DE FILTROS DIGITALES FIR DE FASE LINEAL USANDO MUESTRAS ESPACIADAS DE ACUERDO CON LAS POSICIONES DE LOS CEROS DE POLINOMIOS ORTOGONALES EN EL DOMINIO DE LA FRECUENCIA. Ingeniería 12 (1,2): 85-98, 2 002 San José, Costa Rica.
- Tutoriales de LabView
- [http://digital.ni.com/worldwide/latam.nsf/87e62f4c89ea9df9862564250075e6e4/cd0e3106674495d386256c40006949c6/\\$FILE/350777A.pdf](http://digital.ni.com/worldwide/latam.nsf/87e62f4c89ea9df9862564250075e6e4/cd0e3106674495d386256c40006949c6/$FILE/350777A.pdf)

ANEXOS

ANEXO A

ANEXO B

ANEXO C

ANEXO D