

ESCUELA POLITECNICA NACIONAL

FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL EN TIEMPO REAL MEDIANTE ONDAS CEREBRALES

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

VIMOS TIXI VICTOR HUGO
victor.vimos@yahoo.es

YÁNEZ FLORES CHRISTIAN MARCELO
cris_t_n@yahoo.com

DIRECTOR: DR. ANDRÉS ROSALES ACOSTA
andres.rosales@epn.edu.ec

Quito, Abril 2015

DECLARACIÓN

Nosotros, Víctor Hugo Vimos Tixi y Christian Marcelo Yáñez Flores, 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.

Victor Hugo Vimos Tixi

Christian Marcelo Yáñez Flores

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por Victor Hugo Vimos Tixi y Christian Marcelo Yáñez Flores, bajo mi supervisión.

Dr. Andrés Rosales Acosta
DIRECTOR DEL PROYECTO

AGRADECIMIENTO

A Dios, por haberme dado la maravillosa madre que tengo que ha sido y será mi ejemplo y mi apoyo y por dejarme culminar este sueño. A mi madre por su apoyo incondicional durante todo el camino, a mis compañeros y amigos, a mis profesores, a la Escuela Politécnica Nacional, a mi familia.

Christian

A mis padres por su apoyo constante e incondicional, su ayuda y consejos me han guiado durante todo este camino recorrido y durante todas las decisiones que he tomado. Los amo con todo mi corazón y mi vida.

A mí querida mamita Teresita que con su ayuda, amor, consejos y cariño me ha mostrado que todo sueño se puede alcanzar y que nada es imposible. A mi papito Huguito que con su sabiduría me ha encaminado por el camino correcto, su amor y firmeza me han convertido en el hombre que soy.

A mi querida hermana Alexita, sus cuidados sus ayudas sus consejos en todo momento me han ayudado a nunca rendirme en la vida.

Una dedicatoria especial a mis abuelitos, muchos ya desde el cielo me guían ahora en cada paso que doy. Yo crecí bajo sus cuidados su cariño y su amor toda mi vida. Los amo y les estoy agradecido por siempre.

A mi novia Gaby, que me da fuerza, apoyo y amor en todo momento de la vida, hemos pasado muchas pruebas y con amor hemos salido adelante, siempre estaremos juntos mi amor. Te amo mi vida.

A todos mis amigos que me apoyaron y ayudaron en todo momento. A mi gran amigo Christian Yáñez un amigo especial, hemos pasado muy duras pruebas y hemos salido adelante. Gracias por apoyarme y ayudarme en todo momento hermano.

Al Dr. Álvarez quien nos apoyó durante todo momento, a nuestro querido tutor el Dr. Andrés Rosales quien nos ha sabido guiar y motivar con sus sabios consejos, es un gran maestro y amigo.

Victor

DEDICATORIA

A Dios por llenarme de bendiciones, a mi mami Marthy por ser la única persona que cree y ha creído en mi a pesar de todas las circunstancias y por su apoyo incondicional, todos los logros que tenga en esta vida son por ti y para ti, a mi abuelito Sergio por su apoyo y preocupación, a mis ñañas Mony y Chely por su cariño y apoyo, a mi ñaño Tavi por su ayuda y colaboración, a mis ángeles Sergio, Oswy y Gladis por cuidarme y darme fuerzas.

Christian

La culminación de este proyecto y de esta etapa de mi vida va dedicada a todas las personas que de una u otra manera me apoyaron en este camino. A toda mi familia, tíos, primos, amigos, maestros que me han enseñado más que simples lecciones de clase, me han enseñado a ser una persona de bien. Este proyecto de tesis va dedicado a todas las personas que han compartido momentos hermosos y especiales de mi vida.

Los quiero mucho.

Victor

CONTENIDO

DECLARACIÓN.....	ii
CERTIFICACIÓN	iii
AGRADECIMIENTO.....	iv
DEDICATORIA.....	v
CONTENIDO.....	vi
RESUMEN	11
PRESENTACIÓN	12
CAPÍTULO 1	14
FUNDAMENTOS TEÓRICOS	14
1.1 Introducción.....	14
1.2 Planteamiento del problema.....	14
1.3 Estado del arte	15
1.3.1 Zonas cerebrales y sus funciones	15
1.3.2 Interfaz Cerebro Computador (ICC).....	18
1.3.3 Potenciales para ICC.....	18
1.4 Teoría para clasificación en tiempo diferido	20
1.4.1 Lectura de señales	20
1.5 Eliminación de artefactos	21
1.6 Filtrado de señales	24
1.6.1 Filtro analógico	24
1.6.2 Filtro Butterworth	26
1.6.3 Filtro Butterworth pasa bajos	26
1.6.4 Filtro Butterworth pasa bajos de tercer orden	27
1.6.5 Filtro Butterworth pasa alto	28
1.6.6 Filtro Butterworth pasa altos de tercer orden	28
1.6.7 Filtro Butterworth pasa banda.....	29
1.6.8 Filtros Digitales	29
1.7 Teoría de clasificación.....	32
1.7.1 Método de extracción de características	32

1.7.2	Métodos de clasificación.....	41
1.8	Decisión de la mejor variable clasificadora	45
1.8.1	Contraste de hipótesis	45
1.8.2	Función de decisión.....	49
1.8.3	Determinación de la mejor función de decisión	49
CAPÍTULO 2		50
ANÁLISIS Y ESTUDIO DE LAS SEÑALES EN TIEMPO DIFERIDO Y EN TIEMPO REAL.....		50
2.1	Introducción.....	50
2.2	Equipo comercial de EEG	50
2.2.1	Funcionamiento del ambiente KT88	51
2.3	Diseño experimental.....	54
2.4	Procedimiento para la toma de señales	55
2.5	Análisis de las señales	57
2.6	Hipótesis de clasificación	59
2.6.1	Primera hipótesis	61
2.6.2	Segunda hipótesis	62
2.6.3	Tercera hipótesis	64
2.7	Decisión en base a características relevantes basales	66
2.8	Elección de canales que permiten la mejor clasificación.....	68
2.9	Estadísticas (Formación de nubes de probabilidad)	82
2.9.1	Función de distribución de probabilidad	92
2.10	Variabilidad interpersonal e intrapersonal	96
2.10.1	Variabilidad interpersonal	96
2.10.2	Variabilidad intrapersonal	102
2.11	Variables de clasificación para tiempo real	105
2.12	Presencia y eliminación de artefactos.....	106
2.12.1	DISTANCIA EUCLIDIANA	110
2.13	Extracción de características y clasificación de la actividad mental.....	111
2.14	Decisión y control.....	112
CAPÍTULO 3		116

DISEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y TRATAMIENTO DE SEÑALES	116
3.1 Introducción.....	116
3.2 Extracción de biopotenciales.....	116
3.2.1 Elementos y procedimiento	116
3.2.2 Selección del tipo de registro.....	118
3.3 Circuito electrónico de amplificación y filtrado.....	119
3.3.1 Filtro pasa altos	120
3.3.2 Circuito de acoplamiento	120
3.3.3 Amplificador de instrumentación.....	121
3.3.4 Filtro Butterworth pasa bajos	123
3.3.5 Diseño de filtros mediante programas computacionales	124
3.3.6 Amplificadores diferenciales	126
3.4 Sistema de adquisición de señales tratadas	128
3.4.1 Tarjeta de adquisición NI-USB 6009.....	128
3.5 Acondicionamiento digital de señales	129
3.5.1 NI USB 6009 con matlab	129
3.5.2 Eliminación de componentes DC.....	133
3.5.3 Proceso de filtrado.....	133
3.5.4 Eliminación de artefactos.....	134
3.6 Análisis espectral	136
3.6.1 Transformada rápida de Fourier	136
3.6.2 Blackman-Harris-Welch	137
3.6.3 Transformada Wavelet	137
3.7 Recapitulación.....	139
CAPÍTULO 4	140
IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROL.....	140
4.1 Introducción.....	140
4.2 Estado de reposo como estado base	140
4.3 Potenciales finales para clasificación	141
4.3.1 Umbrales de potencial	144
4.3.2 Detección de patrones.....	145

4.3.3	Estado de relajación con ojos cerrados como potencial de clasificación	147
4.3.4	Potenciales procedentes del movimiento ocular	149
4.4	Clasificación y control	150
4.4.1	Selección de datos para entrenamiento	150
4.4.2	Red Neuronal Feedforward-Backpropagation	153
4.4.3	Control mediante ondas cerebrales	154
4.4.4	Control sobre el brazo robótico	163
4.5	Interfaz cerebro computador	166
4.5.1	Entorno de programación GUIDE	166
4.5.2	Partes del interfaz desarrollado	167
4.6	Brazo robótico	171
CAPÍTULO 5		174
PRUEBAS Y RESULTADOS		174
5.1	Introducción	174
5.2	Pruebas de hardware	174
5.2.1	Circuito de amplificación y filtrado	174
5.2.2	Pruebas para la adquisición mediante la tarjeta ni usb 6009 con matlab	179
5.3	Pruebas de software	182
5.3.1	Amplificación	182
5.3.2	Filtro FIR pasa banda	182
5.3.3	Filtro restringe banda	185
5.4	Implementación y respuesta del sistema en el reconocimiento de patrones	186
5.4.1	Reconocimiento de patrones mediante distancia euclidiana	186
5.4.2	Reconocimiento de patrones mediante potenciales máximos	193
5.5	Respuesta de la teoría de clasificación y clasificadores en tiempo diferido	196
5.5.1	Función de densidad de probabilidad	196
5.5.2	Red neuronal	199
5.6	Respuesta y alcance final del sistema	205

5.6.1	Control EOG/EEG.....	205
5.6.2	Control EEG.....	208
CAPÍTULO 6		213
CONCLUSIONES.....		213
6.1	Recomendaciones.....	217
REFERENCIAS.....		218
ANEXOS		221

RESUMEN

El objetivo de este proyecto es adquirir señales cerebrales relacionadas a la intención de movimiento de los brazos, procesarlas y clasificarlas, respectivamente. Posteriormente, el resultado de la clasificación será utilizado como base para la decisión y ejecución del movimiento básico de un elemento final que, en este caso, es un brazo robótico de cinco grados de libertad.

Para lograr este objetivo fue necesario el diseño y la construcción de un hardware y software especiales, que permitan recoger las señales desde la superficie de la cabeza de la persona, las amplifique y libere de ruido. Las señales tratadas son adquiridas y enviadas al computador, una vez digitalizadas son procesadas y analizadas en busca de patrones característicos, según el movimiento al que correspondan.

En primera instancia, el reconocimiento de patrones se realiza por medio de un equipo comercial de Electroencefalografía, el cual, además presta herramientas especializadas para el estudio. Luego de este proceso las características más representativas de los pensamientos desarrollados son guardadas como patrones base.

Durante el proceso para detección de patrones relacionados al movimiento de las extremidades, se pudo detectar otros patrones vinculados al movimiento ocular y el estado de reposo con ojos cerrados; dichas características son incluidas y empleadas para ampliar el alcance en la ejecución de movimientos del brazo robótico. Finalmente, los mejores resultados del análisis de las señales son aplicados en el algoritmo de control.

Debido a la alta incidencia de la variabilidad intrapersonal, los resultados de la aplicación son limitados, sin embargo, existe gran aporte de características para un posterior análisis y aplicación de un control más sofisticado.

PRESENTACIÓN

En este proyecto, se diseña y desarrolla un equipo y un programa para la adquisición y procesamiento de biopotenciales relacionados a diferentes estados mentales, así como a movimientos oculares. El resultado de dicho estudio es utilizado para realizar el control de un brazo robótico, el sistema se explica en detalle en seis capítulos.

En el Capítulo 1, se describe los fundamentos de los interfaces cerebro-computador, las zonas cerebrales relacionadas a actividades particulares, diferentes potenciales desarrollados por el cerebro, el método para adquirir las señales y, las principales técnicas para análisis y clasificación de las mismas.

En el Capítulo 2, se describen las características básicas del equipo de EEG (KT88), el procedimiento para la toma de señales, los diferentes tipos de patrones encontrados en tiempo diferido, además se escoge el número de canales más adecuado para la aplicación, se estudia la variabilidad interpersonal e intrapersonal y se realiza la aplicación y estudio del sistema en tiempo real.

En el Capítulo 3, se detalla el diseño del sistema de amplificación y filtrado, la adquisición de las señales mediante la tarjeta NI USB 6009, el acondicionamiento digital de señales, proceso de filtrado digital, eliminación de artefactos y análisis espectral.

En el Capítulo 4, se describen las características de los potenciales utilizados para la implementación del control y el proceso de detección de los mismos, los sistemas de clasificación, los algoritmos de control en base a los diferentes patrones y biopotenciales encontrados, el dispositivo final de control y su mecanismo de operación, y finalmente, el Interfaz Humano Maquina para el control.

En el Capítulo 5, se presentan los resultados de las respuestas del sistema tanto en hardware como en software, así como la respuesta en tiempo real de la detección de patrones para determinar la intensidad de movimiento de los brazos, movimiento ocular y estado de reposo con ojos cerrados.

En el Capítulo 6, se indican las conclusiones, así como ciertas recomendaciones finales respecto a la ejecución del proyecto.

CAPÍTULO 1

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

1.1 INTRODUCCIÓN

En este capítulo se presentan los fundamentos y breves explicaciones de los elementos que constituyen la base de la interfaz cerebro-computador desarrollada en este proyecto, estos son, filtrado y acondicionamiento de señales, técnicas de procesamiento para señales del Electroencefalograma (EEG) y localización de la actividad cerebral relacionada con la imaginación y la ejecución de un movimiento entre las más importantes.

1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La capacidad de razonar, la inteligencia, la imaginación, la destreza y demás cualidades que hacen del hombre el ser más adaptable sobre la tierra, han sido temas apasionantes de estudio y un mundo dentro del cual se han descubierto muchas cosas pero que sin embargo tiene aún muchos misterios que se pretenden descubrir y entender.

Por esta razón el estudio del funcionamiento cerebral es un campo extenso y variado; una de las muchas aplicaciones de estos estudios y quizás la más importante es la rehabilitación, es decir, permitir que personas con incapacidades físicas graves- como las producidas por la fractura de columna o la presencia de patologías que pueden desembocar en parálisis totales o de alto grado-, las cuales presenten una actividad cerebral normal, recuperen en cierto grado las facultades perdidas mediante el control de elementos o sistemas -por ejemplo robóticos- los cuales sean controlados mediante la actividad cerebral.

En nuestro medio ya se han venido realizando estudios referentes a las señales cerebrales, pero no se ha implementado un control en elementos externos, el presente proyecto tiene la finalidad de implementar un sistema base para lo que podría ser el desarrollo de prótesis inteligentes.

Este proyecto tiene la finalidad de diseñar un sistema que permita la lectura de señales cerebrales, las procese y sea capaz de discernir dos estados de actividad mental concretos, los cuales luego de ser reconocidos serán transformados en señales lógicas que se utilizarán para el control básico de un dispositivo final.

1.3 ESTADO DEL ARTE

Esto corresponde a las bases teóricas para el desarrollo del sistema, bases que son el resultado de trabajos y experiencias de otras investigaciones a las cuales hacemos referencia posteriormente.

1.3.1 ZONAS CEREBRALES Y SUS FUNCIONES

Luego de saber cómo se generan los pulsos eléctricos en el cerebro, los ritmos en los cuales se los puede encontrar y su distribución espectral en base a un electroencefalograma, es necesario saber la especialización de cada zona del cerebro en especial la del córtex, este estudio nos da una clara idea de la zona específica la cual debemos estudiar en función de conseguir los objetivos de desarrollo de la interfaz cerebro computador y posteriormente de la aplicación final.

1.3.1.1 Córtex

Está definido como la parte superficial del cerebro, este tiene áreas relacionadas con funciones específicas como por ejemplo el procesamiento visual ubicado en la zona occipital. Es necesario tener en cuenta la estructura básica del cerebro para tener idea de la ubicación de electrodos al momento de realizar toma de señales cerebrales, es así que las partes más importantes para este estudio de muestran en la Figura 1.1.

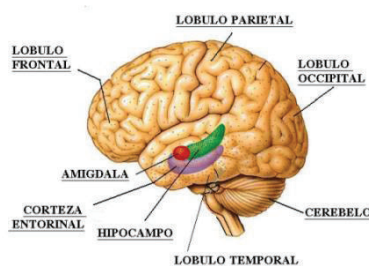


Figura1.1: Estructura cerebral básica [5].

1.3.1.2 Hemisferios derecho e izquierdo

Estos están relacionados con el lado opuesto del cuerpo es decir, los movimientos del lado derecho del cuerpo se planean en el hemisferio izquierdo y viceversa.

1.3.1.3 Lóbulo Frontal

Puede ser definido como el motor del cerebro ya que este es el encargado de múltiples funciones como la solución de problemas, la lengua, la memoria, el juicio y el comportamiento social entre otras.

1.3.1.4 Lóbulo Occipital

Su función está ligada a nuestra capacidad de ver e interpretar lo que vemos.

1.3.1.5 Lóbulo Parietal

Está relacionado con funciones sensoriales de diferentes partes del cuerpo, además del conocimiento matemático, otra de sus funciones se relaciona con la manipulación de objetos.

1.3.1.6 Lóbulo Temporal

La función de esta zona está relacionada con la memoria y los recuerdos, cabe mencionar además que el lóbulo temporal no dominante está a cargo de la memoria visual es decir el que nos permite recordar rostros e imágenes.

Los estudios realizados para determinar las funciones específicas de cada zona del cerebro han sido variados y han arrojado resultados muy importantes e interesantes; no es uno de los objetivos de este trabajo adentrarse en esta materia sino más bien recolectar y utilizar los resultados de estudios anteriores sobre este tema, es así que se presenta en la Figura 1.2 las zonas del cerebro y algunas de sus funciones específicas.

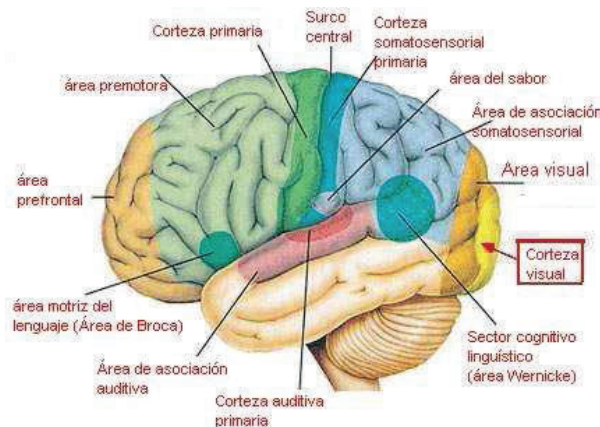


Figura 1.2: División funcional del cerebro [6].

El proyecto se centra en dos áreas específicas, la zona central, sitio en el que se encuentra el área pre motora, el área motora primaria y la corteza somato sensorial primaria y la zona occipital dentro de la cual se encuentran el área visual y el área de asociación somato sensorial es también una zona relevante.

1.3.1.7 Área Pre motora

Esta zona es activada al inicio de todo movimiento voluntario, es decir esta realiza los preparativos para posteriormente realizar un movimiento.

1.3.1.8 Área Motora

Esta es la encargada de la ejecución de los movimientos así como de su control.

Es así que cuando se realiza o se imagina un movimiento, la principal zona activada es la zona central y debido a que el movimiento es controlado, la región Frontal-Central también entra en actividad.

Tomando estas consideraciones las zonas en las que se basará, en primer lugar, un estudio y posteriormente el sistema de control son las zonas central y frontal.

A continuación se muestra en la Figura 1.3 el detalle las zonas asociadas al movimiento y control de ciertas partes del cuerpo las cuales son desarrolladas en el córtex motor.

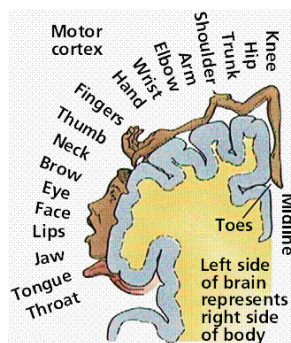


Figura1.3: Área motora y zonas relacionadas con el control del movimiento [3].

1.3.2 INTERFAZ CEREBRO COMPUTADOR (ICC)

En un principio se conocía como ICC o BCI por sus siglas en inglés, a todo sistema computarizado que utilizaba señales provenientes del cerebro como base para su funcionamiento, posteriormente esta definición se amplía con lo cual se consideran ahora como sistemas capaces de obtener los biopotenciales del cerebro e interpretar dichas señales como fuentes que contienen datos de acciones voluntarias de los individuos.

Cabe resaltar que otra de las características de estos sistemas es que cuentan con un medio artificial para la extracción de las señales, es decir no utiliza medios normales como los nervios o músculos.

El objetivo de desarrollar un ICC con una adquisición en base a un EEG, es brindar una vía de comunicación y control para personas que presentan discapacidades físicas graves pero que sin embargo muestran un desarrollo cerebral normal, es preciso decir que esta es una de las aplicaciones más importantes pero no es la única, el desarrollo de este tipo de tecnología alcanza las zonas comerciales como el desarrollo de juegos e incluso aplicaciones militares.

Existen ciertas señales cerebrales que han sido utilizadas y procesadas para el desarrollo de los ICC, entre estas están:

1.3.3 POTENCIALES PARA ICC

1.3.3.1 Potenciales Visuales Evocados

Estos son recogidos en la zona occipital la cual está encargada de la visión y el procesamiento de imágenes, existen diferentes maneras de producir estos potenciales, por ejemplo, el movimiento de los ojos, el cambio de imágenes en diferentes colores o intensidad de luz, como los más conocidos, todas estas técnicas producen una actividad eléctrica cerebral característica útil para procesar en un ICC.

En el trabajo desarrollado por Pablo A. García, Enrique M. Spinelli, Graciela M. Toccaceli y Marcelo A. Haberman, “se presentan algunos ensayos preliminares sobre la utilización de potenciales evocados visuales de estado estacionario (SSVEP) en interfaces cerebro computador (BCIs). Los SSVEP son muy utilizados en BCI dado que requieren de tan solo un par de electrodos de EEG, no es necesario entrenamiento para su utilización, el procesamiento requerido es sencillo y se logran altas tasas de transferencias [17].”

1.3.3.2 Potenciales Corticales Lentos

Son potenciales de larga duración relativamente, relacionados con actividad cerebral que puede ser controlada voluntariamente y su localización depende de la actividad que se realiza; una de las características de los sistemas que usan estos potenciales es que cuentan con procesos de entrenamiento largos durante los cuales la persona aprende a generar dichos potenciales.

En el trabajo desarrollado por el Ingeniero José Luis Martínez Pérez, se presenta una reseña histórica sobre la tecnología ICC (Interfaz Cerebro Computador) de este tipo y en general [18].

1.3.3.3 Ritmos Beta (β), Mu (μ) y Alfa (α)

Los ritmos Beta y Mu se desarrollan en las personas mientras estas se encuentran en un estado de vigilia, este estado se caracteriza por que la persona tiene conocimiento permanente de sí mismo y de su entorno. Su espectro se encuentra en β (13-28Hz) y μ (8-12Hz).

Cuando una persona realiza un movimiento o tiene la intención de realizarlo, la actividad en estos ritmos disminuye o se desincroniza, debido a que estos ritmos

están ligados a movimientos, los potenciales son medidos en las zonas sensoriomotoras, es decir en la zona central del córtex.

Por otro lado, los ritmos alfa representan un estado de relajación, para alcanzar este estado la persona debe estar cómodamente dispuesta en el espacio además de no estar haciendo ningún tipo de ejercicio o actividad exigente física o mental. Su espectro se encuentra en α (8-14Hz), la diferencia entre estos y los ritmos Mu son el estado mental de la persona que los genera.

Para realizar un control con este tipo de variación de ritmos es necesario someter a la persona a un proceso de adiestramiento el cual es del tipo ensayo y error.

1.3.3.4 Potenciales Relacionados a Eventos

Como su nombre lo dice estos potenciales están relacionados con eventos de tipo visual, auditivo, o somato-sensoriales; se ha logrado determinar que sobre la superficie del lóbulo parietal se presentan potenciales (P300) dentro de unos 300ms luego del estímulo.

En el año 2008, se desarrolló un prototipo de un ICC en la Escuela de Ingeniería de Antioquia y la Universidad CES, que hace uso de la Electroencefalografía (EEG) para detectar los potenciales evocados cognitivos P300, se muestra un estudio experimental y estadístico para comprobar dicho prototipo de ICC con un sistema comercial (USBamp) [19].

Es importante además aclarar. El diseño y desarrollo de una BCI no excluye la posibilidad de combinar varias técnicas (P300 con ritmos β y μ PVE, etc.), o incluso con otros sistemas con fines similares (EEG con EMG o EOG) [9].

1.4 TEORÍA PARA CLASIFICACIÓN EN TIEMPO DIFERIDO

1.4.1 LECTURA DE SEÑALES

El proceso para la lectura de las señales parte del sistema de adquisición de las mismas, este se lleva a cabo en primera instancia mediante un equipo comercial “Digital Brain Electric Activity Mapping” modelo KT88 el cual permite una adquisición de hasta dieciséis canales activos.

El equipo está conectado al computador mediante comunicación serial; se cuenta también con un software de análisis propio del equipo de adquisición, la adquisición de señales cerebrales con el equipo comercial se muestra en la Figura 1.4.

Una vez obtenidas las señales y luego de almacenarlas se puede realizar el tratamiento y estudio de las mismas con herramientas computacionales más poderosas como el programa de desarrollo Matlab el cual se usará en adelante para el proyecto. Para que las señales obtenidas puedan ser utilizadas en Matlab deben ser convertidas a un formato reconocido dentro del ambiente de desarrollo matemático, este procedimiento se trata en detalle en el capítulo dos.

Una vez realizado el procedimiento anterior, se continúa con el tratamiento de las señales, en esta parte se aplican las diferentes etapas tanto de filtrado, eliminación de artefactos y métodos de estimación los cuales se escogen previamente y de los cuales se habla más adelante.

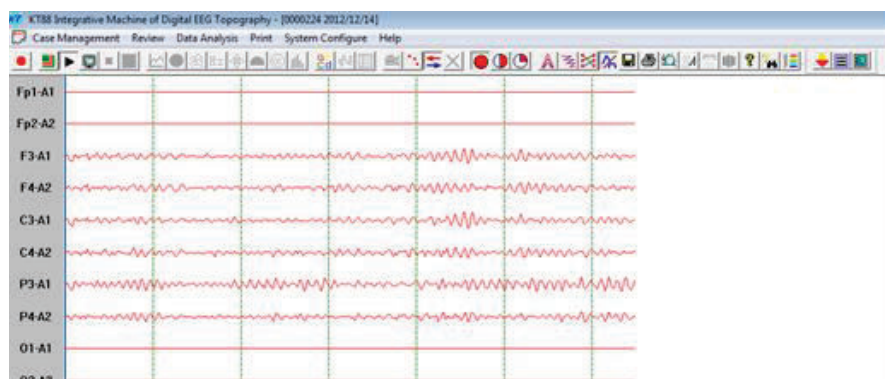


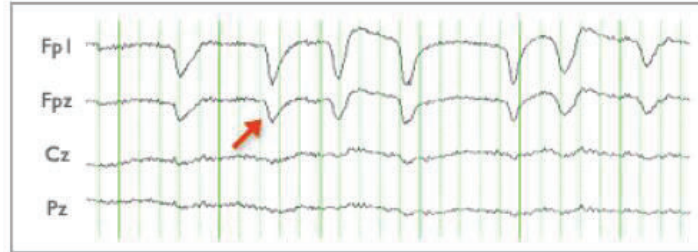
Figura 1.4: Lectura de señales mediante seis canales con equipo comercial KT88.

1.5 ELIMINACIÓN DE ARTEFACTOS

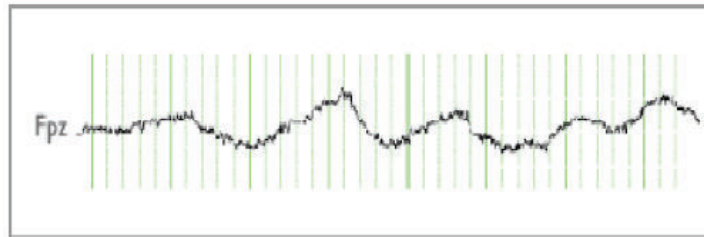
La definición de artefactos -dentro del desarrollo de los ICC- está comprendida como cualquier señal diferente a la señal a la que se está estudiando, en este caso en especial, toda señal diferente del potencial bioeléctrico proveniente de la corteza cerebral.

Existen diversos tipos de artefactos detectados en tomas de Electroencefalograma (EEG), entre estas se tiene los efectos de parpadeo, la influencia de la red eléctrica,

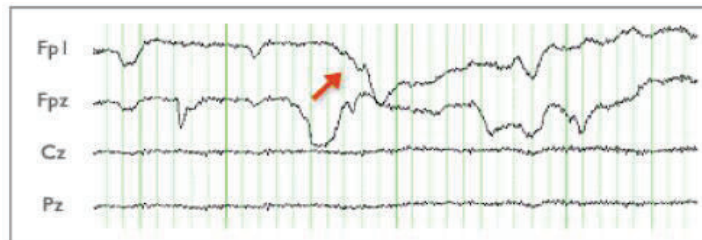
el movimiento ocular, los movimientos corporales y los movimientos musculares como se muestra en la Figura 1.5 en los literales del a) al e).



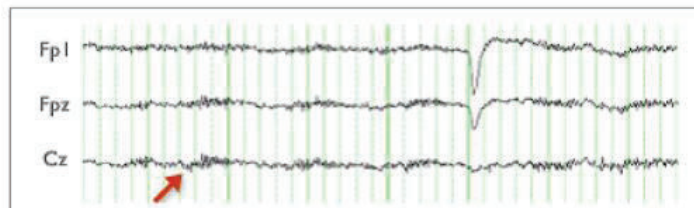
a) Registro EEG con artefactos de parpadeo



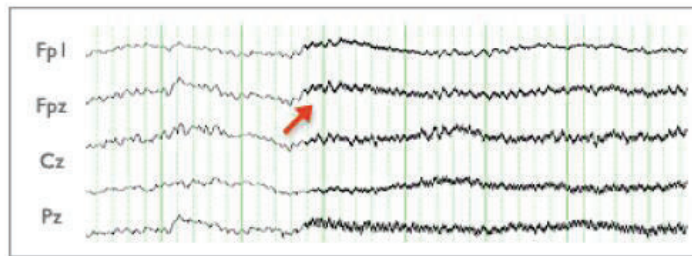
b) Registro EEG con artefactos de movimiento ocular



c) Registro EEG con artefactos de movimiento corporal



d) Registro EEG con artefactos de movimiento muscular



e) Registro EEG con artefactos debidos a la interferencia de red (60Hz)

Figura 1.5: Tipos de artefactos en registro de EEG [12].

Como puede apreciarse en los diferentes literales de la figura 1.5, las señales de interferencia (artefactos) señaladas mediante la flecha roja, producen una característica que puede ser mal interpretada, por tal motivo deben ser eliminadas.

Por otra parte, la presencia de estas señales no deseadas es más notable en los canales frontales (Fp), sin embargo, los artefactos afectan por igual a todos los canales.

En este caso las señales producidas por la influencia de la red serán eliminadas con la implementación del filtro pasa banda con una frecuencia de corte superior de 40Hz o menor a 60Hz.

En el caso de los artefactos por movimiento ocular y pestañeo así como los producidos por los movimientos corporales y musculares, estos serán eliminados mediante el método descrito a continuación.

La eliminación de artefactos debe realizarse tanto en el análisis en tiempo diferido como en tiempo real, esto se logra mediante una eliminación estadística.

La eliminación estadística implica la creación de un histograma¹, en el cual -por ejemplo- se refleje la mayor probabilidad de existencia de las ondas alfa en estado de relajación con respecto a la frecuencia, como se esperaría, la mayor probabilidad para un estado de reposo estaría alrededor de 10Hz; con esta información, los valores más alejados de este punto corresponden a valores producidos por

¹ **Histograma:** Representación gráfica de una variable, permite observar una tendencia por parte de la muestra o conjunto de datos.

artefactos que nada tienen que ver con la señal analizada; entonces se procede a separar los valores alejados de la señal, este proceso se refleja en la Figura 1.6, posteriormente la señal resultante y libre de artefactos es sometida a los diferentes métodos para la extracción de características.

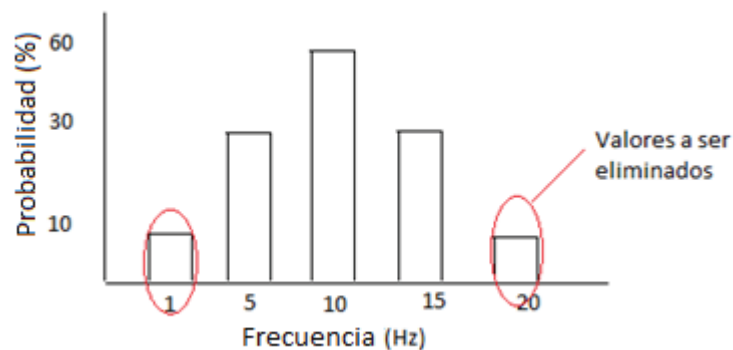


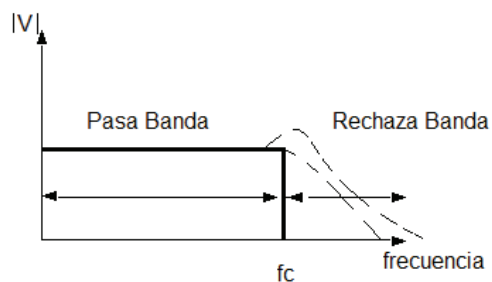
Figura 1.6: Eliminación de artefactos por método estadístico mediante la utilización de un Histograma.

Por otra parte, el cálculo del máximo o de los máximos de una función de distribución de potencia (FDP), es la única robusta ante distribuciones asimétricas, incluso ante distribuciones multimodales. Es quizá la más importante de todas pues también es robusta ante artefactos. [16]

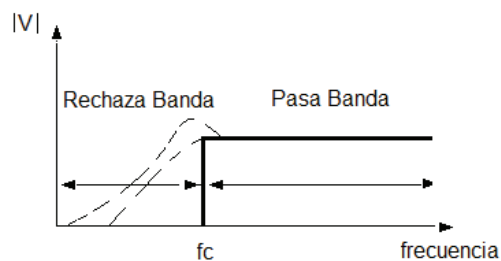
1.6 FILTRADO DE SEÑALES

1.6.1 FILTRO ANALÓGICO

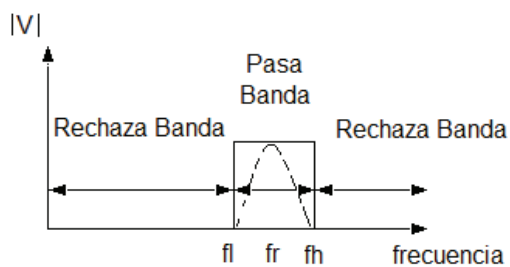
Un filtro es un circuito que permite o rechaza el paso de una señal comprendida en un rango de frecuencias. Existen filtros tanto activos como pasivos, los filtros pasivos son aquellos conformados por resistencias, inductores y capacitores, por otro lado un filtro activo es aquel compuesto por transistores o amplificadores operacionales que junto con resistencia y capacitores (en menor grado inductores) forman los circuitos, dependiendo de su configuración podrían ser filtros pasa bajos, filtros pasa altos, filtros pasa banda, filtros rechaza banda. En la Figura 1.7 se muestran las respuestas de cada uno de los filtros mencionados tomando como referencia la frecuencia de corte (f_c) a la cual la potencia del sistema se reduce al 50%.



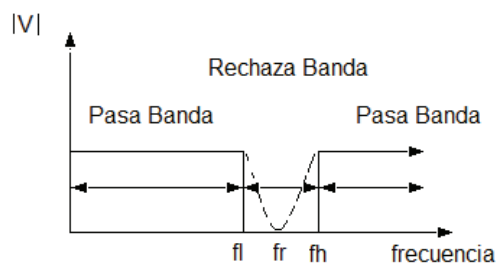
a) Filtro pasa bajos, permite el paso de frecuencias menores a la frecuencia de corte



b) Filtro pasa altos, permite el paso de frecuencias mayores a la frecuencia de corte



c) Filtro pasa Banda, permite el paso de frecuencias dentro de un rango establecido por el límite inferior de frecuencia (f_l) y el límite superior de frecuencia (f_h).



d) Filtro rechaza banda, restringe el paso de frecuencias dentro del rango establecido por el límite inferior de frecuencia (f_l) y el límite superior de frecuencia (f_h).

Figura 1.7: Respuesta de frecuencia para diferentes filtros [16].

Los filtros pueden ser de primer orden o superior dependiendo de los requerimientos del sistema, el orden corresponde al grado de atenuación de la señal con relación a la frecuencia de corte del filtro.

1.6.2 FILTRO BUTTERWORTH

Un filtro de Butterworth es un filtro diseñado para producir una respuesta con cero decibeles (0dB) de ganancia en la banda de paso hasta la frecuencia de corte (ω_c). En otras palabras, la salida se mantiene constante casi hasta la frecuencia de corte, luego disminuye a razón de 20 dB por década (para un filtro de primer orden), en la Figura 1.8 se muestra la respuesta del filtro.

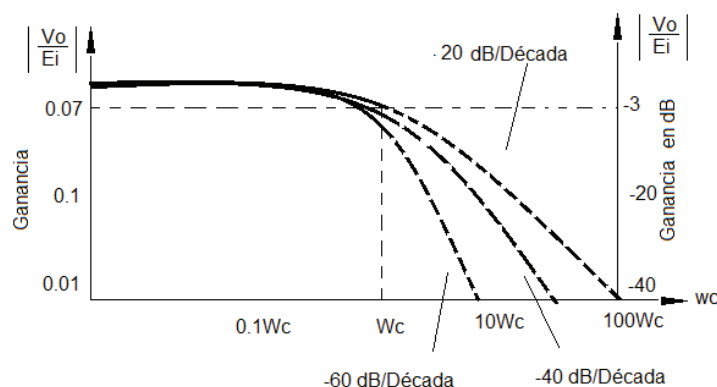


Figura 1.8: Respuesta para un filtro Butterworth pasa bajos [16].

1.6.3 FILTRO BUTTERWORTH PASA BAJOS

Un filtro pasa bajos permite tener una atenuación de -20 dB a partir de la frecuencia de corte para frecuencias mayores a dicha frecuencia.

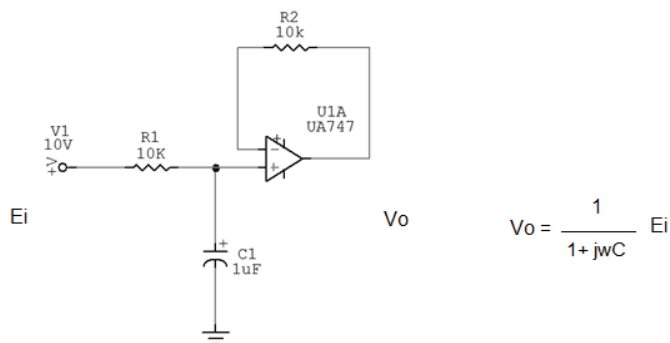


Figura 1.9: Filtro pasa bajos básicos con atenuación de -20dB/década [16].

En la Figura 1.9 se aprecia la configuración de un filtro pasa bajos de primer orden la cual esta conformada por dos resistencias, un capacitor y un amplificador operacional.

La frecuencia de corte se calcula de la siguiente expresion:

$$W_c = \frac{1}{RC} \quad (1.1)$$

$$W_c = 2\pi f_c \quad (1.2)$$

$$f_c = \frac{1}{RC2\pi} \quad (1.3)$$

1.6.4 FILTRO BUTTERWORTH PASA BAJOS DE TERCER ORDEN

Un filtro de Butterworth de tercer orden presenta una atenuación de -60 dB/Década en frecuencias que no pertenezcan a la banda de paso manteniendo en la banda de paso una ganancia de aproximadamente de 0dB.

Para obtener un filtro de tercer orden se usa un filtro de -40 dB/ década (filtro de segundo orden) en cascada con un filtro de -20 dB/década (filtro de primer orden) como se muestra en la Figura 1.11.

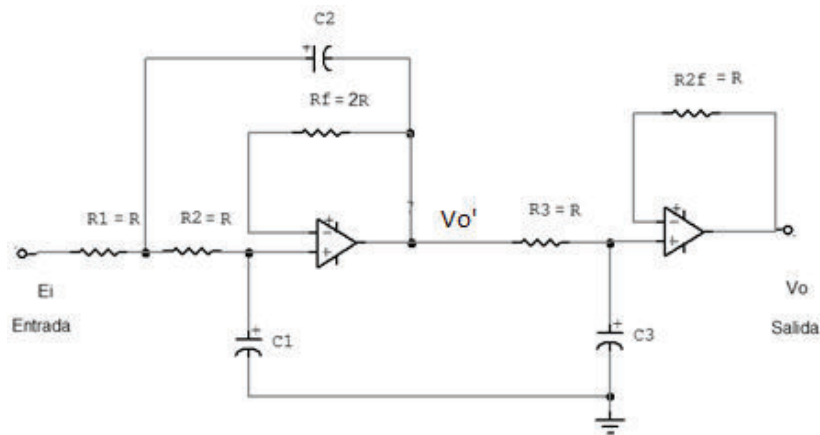


Figura 1.11: Configuración para un filtro de Butterworth pasa bajos de tercer orden [16].

La ganancia total en lazo cerrado se la obtiene multiplicando la ganancia del primer filtro por la ganancia del segundo filtro, ecuación (1.4).

$$G = \left(\frac{V_{o'}}{E_i}\right) * \left(\frac{V_o}{V_{o'}}\right) \quad (1.4)$$

1.6.5 FILTRO BUTTERWORTH PASA ALTO

Un filtro pasa altos es un circuito electrónico cuya respuesta en frecuencia permite atenuar las componentes de la señal en bajas frecuencias, dejando pasar las señales de alta frecuencia, la Figura 1.12 muestra la configuración del filtro de Butterworth pasa altos de primer orden.

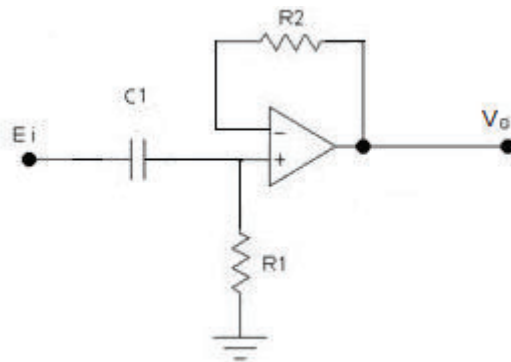


Figura 1.12: Filtro Butterworth pasa alto de primer orden.

1.6.6 FILTRO BUTTERWORTH PASA ALTOS DE TERCER ORDEN

Un filtro de Butterworth de tercer orden presenta una atenuación de -60 dB/Década en frecuencias que no pertenezcan a la banda de paso.

Para obtener un filtro de tercer orden pasa altos se usa un filtro de -40 dB/ década (filtro de segundo orden pasa altos) en cascada con un filtro de -20 dB/década (filtro de primer orden pasa altos) como se muestra en la Figura 1.13.

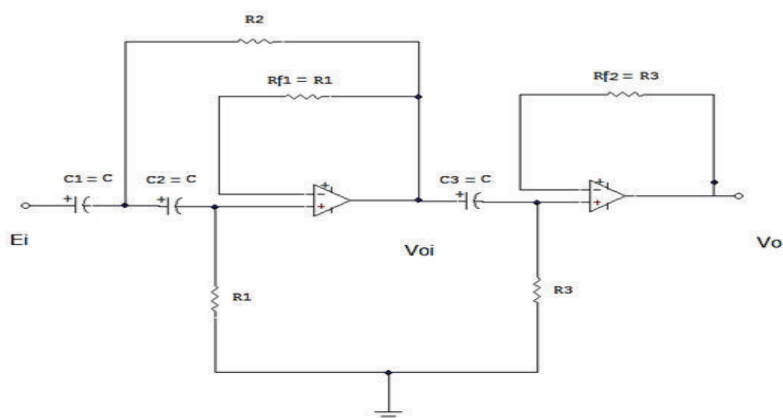


Figura 1.13: Filtro Butterworth pasa altos de tercer orden.

La ganancia total en lazo cerrado se la obtiene multiplicando la ganancia del primer filtro por la ganancia del segundo filtro, ecuación (1.5).

$$G = \left(\frac{V_{oi}}{E_i}\right) * \left(\frac{V_o}{V_{oi}}\right) \quad (1.5)$$

1.6.7 FILTRO BUTTERWORTH PASA BANDA

Este tipo de filtro se obtiene al conectar en cascada un filtro pasa altas con un pasa bajas (Figura 1.14); se debe tener en cuenta que los filtros deben ser del mismo orden.

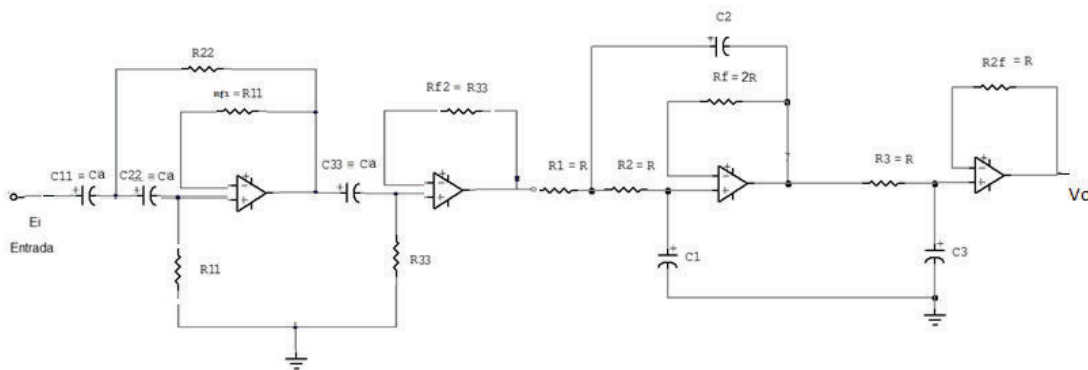


Figura 1.14: Filtro pasa banda de tercer orden.

Para mayor detalle del diseño de filtros analógicos, revisar la referencia [21].

1.6.8 FILTROS DIGITALES

Al igual que el filtro analógico estudiado anteriormente, el filtro digital permite o restringe el paso de componentes de la señal existentes en un determinado intervalo de frecuencia.

La ventaja de este tipo de filtros es que permiten realizar muchos cambios y ajustes sin mayor complicación ya que únicamente se tratan de códigos e instrucciones diseñadas para dicho trabajo.

Dentro del ambiente de desarrollo Matlab se encuentran un gran número de herramientas y comandos para la implementación de estos filtros, en esta sección se hace referencia únicamente a los comandos utilizados.

1.6.8.1 Filter

Este comando permite filtrar los datos de entrada utilizando una función de transferencia racional definida por los coeficientes B del numerador y A del denominador, respectivamente.

El comando se usa en la siguiente estructura $Y = \text{filter}(B, A, X)$ donde:

- X es el vector o conjunto de datos que deseamos filtrar.
- Y es el vector resultante luego del filtrado.
- B, A representan vectores característicos según el tipo de filtro utilizado.

Existen diferentes tipos de filtros que pueden ser utilizados con la función “*filter*” para determinar el tipo de filtrado, entre estos están “*butter*” (para aplicar un filtro de Butterworth), “*cheby1*” (para aplicar un filtro de Chebyshev tipo 1), “*cheby2*” (para aplicar un filtro de Chebyshev tipo 2), “*fir1*” (para aplicar un filtro de respuesta finita al impulso), entre los más destacados.

1.6.8.2 Filter2

Este comando permite filtrar los datos mediante un filtro FIR (Finite Impulse Response) de dos dimensiones definido en la matriz B.

El comando se usa en la siguiente estructura $Y = \text{filter2}(B, X)$ donde:

- Y es la matriz resultante de datos filtrados.
- X la matriz de datos a filtrar.
- B matriz característica del filtro FIR de dos dimensiones.

1.6.8.3 Freqz

Este comando es utilizado para graficar la respuesta de frecuencia de un filtro digital, para emplear esta instrucción se usa la siguiente estructura.

$[H, W] = \text{freqz}(B, A, N)$ donde:

- H es el vector respuesta en decibeles (db).
- W es el vector respuesta de frecuencia en radianes/número de muestras.

- N el punto central de análisis.
- B, A representan vectores característicos según el tipo de filtro utilizado.

1.6.8.4 Butter

Este comando permite calcular los coeficientes de la función de transferencia para un filtro de Butterworth, la estructura para su uso es, $[B, A] = \text{butter}(N, Wn)$ donde:

- N define el orden del filtro.
- Wn define la frecuencia de corte, si es un vector se define un pasa banda, caso contrario se especifica el tipo o por defecto se crea un pasa bajos.
- B, A son los coeficientes del numerador y denominador del filtro.

1.6.8.5 Buttdord

Mediante este comando se calcula el orden mínimo para un filtro de Butterworth para cumplir con las especificaciones del diseño, se utiliza mediante la estructura.

$[N, W] = \text{buttdord}(Wp, Ws, Rp, Rs)$ donde:

- N es el orden del filtro.
- W es la frecuencia natural o la frecuencia en -3 decibeles.
- Wp corresponde a la frecuencia de paso (valor normalizado).
- Ws corresponde a la frecuencia de corte (valor normalizado).
- Rp define la atenuación en la banda de paso en decibeles.
- Rs define la atenuación en la banda de corte en decibeles.

1.6.8.6 Fir1

Este comando permite calcular los coeficientes de la función de transferencia para un filtro FIR (Finite Impulse Response), la estructura para su uso es.

$B = \text{fir1}(N, Wn, 'Ftype')$ donde:

- B corresponde a los coeficientes de salida del filtro.
- N establece al orden del filtro.
- Wn define a la frecuencia de Nyquist (normalizada).

- Ftype determina el tipo de filtro (pasa altos, pasa bajo, pasa banda).

A continuación en la Tabla 1.1, se hace un resumen de los comandos descritos anteriormente.

Tabla 1.1: Resumen de comandos utilizados para la aplicación del filtrado digital.

Comando	Función
filter (B,A,X)	Aplica el filtro definido por los vectores B y A, al vector de datos X.
filter2 (B,X)	Aplica el filtro definido por el vector B, al vector de datos X.
freqz (B,A,N)	Grafica la respuesta de frecuencia del filtro definido por los vectores B,A.
butter (N,Wn)	Calcula el filtro de Butterworth de orden N y frecuencia de corte Wn.
buttord (Wp,Ws,Rp,Rs)	Calcula el orden y la frecuencia natural para un filtro, dados los parámetros de atenuación.
fir1 (N,Wn,'Ftype')	Calcula el filtro Fir1 de orden N y frecuencia de corte Wn.

De esta manera con los comandos anteriores se puede implementar el filtro digital “**fir1**”; debido a las bondades que presta el programa de desarrollo (Matlab), y las características del filtro implementado en [19], se decide hacer su implementación de forma digital.

Tanto el diseño de los filtros analógicos como el programa del filtro digital se presentan en detalle en el capítulo tres de este trabajo. La descripción matemática detallada de diferentes filtros digitales se desarrolla en [19].

1.7 TEORIA DE CLASIFICACIÓN

1.7.1 MÉTODO DE EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS

Este proyecto está enfocado en el análisis de los ritmos Beta (β) y Mu (μ) principalmente, razón por la cual la zona de mayor interés de estudio es la zona central del cerebro, por otro lado, el proyecto contará con una realimentación visual, esto quiere decir que la persona que usará el sistema podrá observar el dispositivo final de control y su funcionamiento para realizar la actividad necesaria para corregir o continuar la acción. El sistema también tendrá una base en los potenciales

corticales lentos ya que el proceso de control depende de la sincronización y desincronización de los hemisferios cerebrales que resulta un proceso relativamente lento.

En conclusión, el sistema para la detección de patrones estará basado en el análisis de diferentes potenciales, por tal razón se procederá a realizar la toma de las señales cerebrales mediante la utilización de 8 canales del equipo comercial, que corresponde un número mínimo de electrodos para el desarrollo de diagnósticos y de algoritmos confiables.

Otro aspecto importante a tomar en consideración es el tiempo durante el cual se toman las señales, si bien es cierto el tiempo de respuesta luego de la decisión de un determinado movimiento es rápida, el llegar a un estado mental es un proceso más lento.

Tomando como base los trabajos en los cuales se ha basado este trabajo, los cuales están citados en las referencias bibliográficas, y en pruebas realizadas por nuestro equipo, se ha adoptado un tiempo prudente de 10s para la toma de señales.

Los métodos de extracción que suelen emplearse con los ritmos sensoriomotores cuando el número de canales es pequeño se basan en las funciones *wavelets* y en el cálculo de la potencia en las bandas μ y β [10].

El análisis matemático de las señales cerebrales -una vez que estas son obtenidas y digitalizadas- abarca un extenso campo debido al desarrollo de la tecnología y el descubrimiento de nuevos procedimientos, a pesar de esto existen métodos que gracias a los buenos resultados que han arrojado constituyen la base del análisis dentro del desarrollo de los ICC, a continuación se explica los métodos más conocidos.

1.7.1.1 Transformadas Matemáticas

Debido a la complejidad de la forma de las ondas cerebrales, un análisis en el dominio del tiempo resulta un procedimiento largo y que consume muchos recursos, es decir el procesamiento es lento algo que se procura que no ocurra en sistemas cuya aplicación se desarrolla en tiempo real. Unas de las alternativas es pasar las

señales al dominio de la frecuencia, el análisis espectral de las señales permite estudiar de mejor manera el comportamiento de las ondas. Para llevar el análisis al dominio de la frecuencia se utiliza la Transformada de Fourier. Por tratarse de aplicar este proceso a señales ya digitalizadas utilizando un mínimo de recursos, el procedimiento es conocido como Transformada Rápida de Fourier.

1.7.1.2 Transformada Rápida de Fourier (TRF o FFT)

Esta se trata únicamente del cálculo de la transformada de Fourier discreta con optimización de recursos, esta es de gran importancia en el tratamiento digital de señales, existen algunos parámetros que se deben considerar al momento de aplicar esta operación, por ejemplo, la señal de la que se tomaron muestras y que se va a transformar debe consistir de un número de muestras igual a una potencia de dos. La mayoría de los analizadores TRF permiten la transformación de 512, 1024, 2048 o 4096 muestras. El rango de frecuencias cubierto por el análisis TRF depende de la cantidad de muestras recogidas y de la proporción de muestreo.

La ecuación (1.6) define la función para esta transformada.

$$F(u) = \frac{1}{n} \sum_{x=0}^{n-1} f(x) e^{-j2\pi ux/n} \quad (1.6)$$

Se puede apreciar fácilmente que para cada uno de los n valores de u , la expansión de la sumatoria, requiere n multiplicaciones complejas de $F(x)$ por $e^{-j2\pi ux/n}$ y $n - 1$ sumas de resultados.

El término $e^{-j2\pi ux/n}$ puede ser calculado de una vez y almacenado en una tabla para las aplicaciones subsecuentes; por tal razón, la multiplicación de u por x en éste término no se contabiliza normalmente como parte de la implementación.

La TRF permite reducir el número de sumas y multiplicaciones a un valor proporcional a $n \log_2 n$, el ahorro resulta significativo ya que con una operación convencional suponiendo el número de puntos analizados $n = 256$, se tiene:

$$n^2 = 65536 \text{ operaciones complejas}$$

Y con TRF

$$n \log 2n = 2048 \text{ operaciones complejas}$$

Con esta reducción de operaciones se logra una reducción en el tiempo de cómputo, el cual se reduce a menos del 1%.

Mediante el software computacional Matlab se realiza una TRF, la implementación del software se presenta en el capítulo tres con más detalle.

1.7.1.3 Transformada de Fourier de Ventanas

Se presenta una dificultad cuando se utiliza la Transformada de Fourier en señales no estacionarias, es decir señales de frecuencia variable, por tal razón se procede a segmentar o ventanear en valores fijos la señal a ser analizada y a cada segmento se aplica la operación, este proceso es conocido como STFT (Short Time Fourier Transform), esta transformada se define mediante la ecuación (1.7).

La ventaja de usar este sistema es que se puede determinar el tiempo y la frecuencia en la que ocurre un fenómeno o una alteración en la señal estudiada.

$$STFT(b, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) g * (t - b) e^{-i2\pi ft} dt \quad (1.7)$$

Dónde:

- b = Indica la posición en la que se hace el análisis
- $*$ = Indica el complejo conjugado

1.7.1.4 Wavelets

Se define wavelet como el conjunto de técnicas matemáticas que permiten el análisis de señales, está basada en la teoría de conjuntos y representaciones cuadradas integrables.

La teoría de las Wavelets es similar a la teoría de Fourier, en el sentido en que ambas basan la descomposición de una señal como la suma de componentes de señales básicas; la diferencia radica en que para este nuevo tipo de análisis se procede a segmentar la señal (ventaneo) pero a diferencia de las STFT, en las wavelets, la longitud de las ventanas puede ser variable.

Las wavelets son familias de funciones que se encuentran en el espacio y se emplean como funciones de análisis, estas examinan a la función de interés para obtener sus características de espacio, tamaño y dirección; la familia está definida por la ecuación (1.8) [11].

$$h(a, b) = \frac{h\left(\frac{x-b}{a}\right)}{\sqrt{|a|}}; a, b \in \mathbb{R}, a \neq 0. \quad (1.8)$$

Dónde:

- $h(x)$ = Función madre.
- a = ancho de ventana.
- b = punto de inicio del análisis.

El procedimiento de análisis consiste en descomponer la señal (S) la cual se va a analizar en dos señales, la primera denominada aproximación (A1) y la otra denominada detalle (D1); posteriormente, la señal aproximación resultante es descompuesta a su vez en otras dos señales, aproximación (A2) y detalle (D2), así sucesivamente con cada señal aproximación como se muestra en la Figura 1.15.

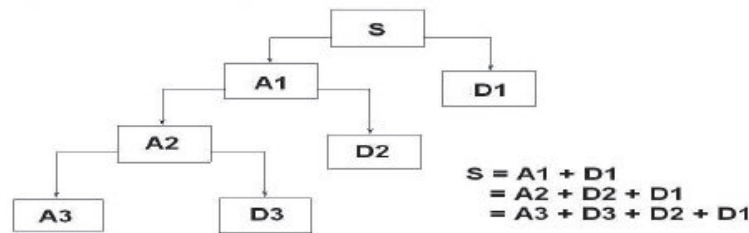


Figura 1.15: Componentes de construcción de una señal [6].

Cabe destacar que las wavelets son señales de duración limitada, sin valor medio, irregulares y asimétricas. El análisis con este tipo de señales tiene la particularidad de mostrar detalles muy pequeños como discontinuidades que con el análisis de Fourier serían ignorados.

1.7.1.5 Métodos de estimación espectral

El proceso de ventaneo con la transformada de Fourier en un principio se realiza con una ventana de tipo rectangular, sin embargo, esto ocasiona que cuando se realiza la

medición no solo se encuentra el valor debido a la señal real, también se presentan falsas medidas debido a la forma espectral de la ventana como se muestra en la Figura 1.16.

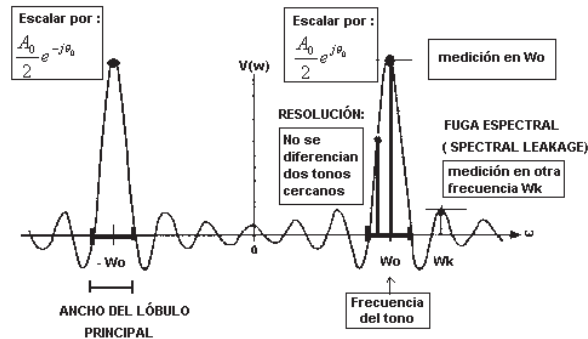


Figura1.16: Fuga espectral, consecuencia de la ventana rectangular [12].

Del gráfico anterior, la característica presente en la frecuencia ω_k es producto de utilizar una ventana de tipo rectangular y no de la señal estudiada.

Otro inconveniente que se debe tomar en consideración es la resolución, es decir, cualquier otra señal que este dentro del ancho que ocupa la señal principal, no será detectado con lo cual se puede perder una característica importante; cabe mencionar que la ventana rectangular tiene el menor ancho de lóbulo principal.

Con el objeto de mejorar las características descritas anteriormente se ha estudiado las características de otro tipo de ventanas como la triangular, Bartlett y del tipo $\cos^a(x)$.

En el caso de la última, esta corresponde a una familia de curvas y es de particular interés la ventana de tipo $\cos^2(x)$; esta recibe el nombre particular de ventana de Hanning en honor a Julius Von Han; esta ventana tiene la particularidad de presentar la cancelación parcial de los lóbulos laterales con lo cual se sugiere una nueva técnica de diseño de ventanas, dentro de esta nueva clase están la de Hanning y la de Blackman. En la Figura 1.17 puede apreciarse que el espectro al utilizar la ventana de Hamming de longitud $L=25$, cancela los lóbulos laterales resultantes de la fuga espectral.

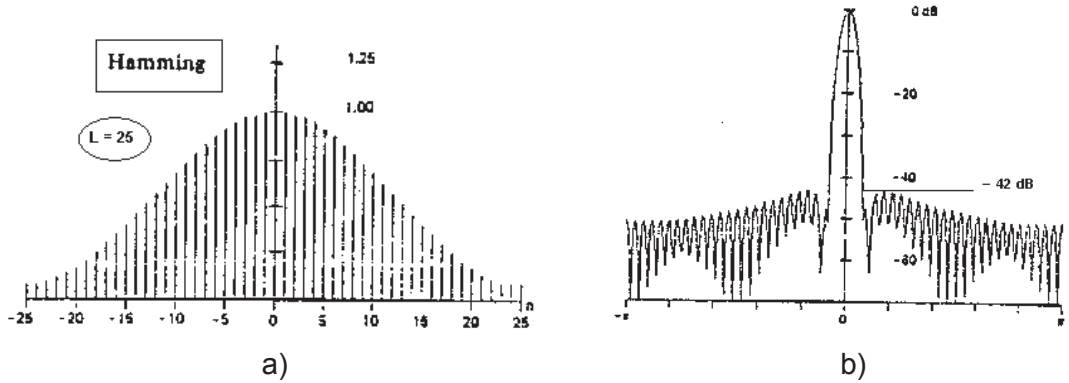


Figura 1.17: Características de a) tiempo y b) frecuencia de la ventana de Hanning (atenuación de lóbulos laterales) [12].

En forma discreta la ventana de Hamming está definida como:

$$W[n] = 0,54 - 0,46 \cos \left[\frac{2n}{L} \pi \right] \quad n = 0,1,2,3,4 \dots, L - 1 \quad (1.9)$$

Como una forma más generalizada de la ventana de Hamming, aparece la ventana de Blackman, la cual está definida como:

$$W[n] = \sum_{m=0}^{L/2} (-1)^m a_m \cos \left[\frac{2\pi}{L} mn \right] \quad n = 0,1,2 \dots, L - 1 \quad (1.10)$$

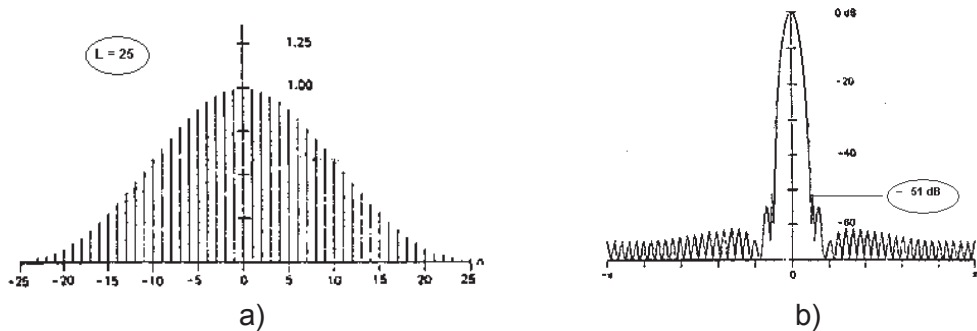


Figura 1.18: Características de a) tiempo y b) frecuencia de la ventana de Blackman [12].

En la Figura 1.18 puede apreciarse la forma de la ventana en tiempo y su respuesta en frecuencia, en esta, se puede ver la casi total eliminación del efecto de fuga espectral, es decir la ausencia de lóbulos laterales.

Otra variación de estas ventanas es la conocida como Blackman-Harris, estas son familias de ventanas de tres o cuatro términos en las cual se puede ajustar el ancho del lóbulo principal y el nivel del lóbulo secundario, la definición de estas ondas está dada por:

$$W(n) = a_0 - a_1 \cos \left(\frac{2\pi}{L} n \right) + a_2 \cos \left(\frac{2\pi}{L} 2n \right) - a_3 \cos \left(\frac{2\pi}{L} 3n \right) \quad n = 0,1,2 \dots N - 1 \quad (1.11)$$

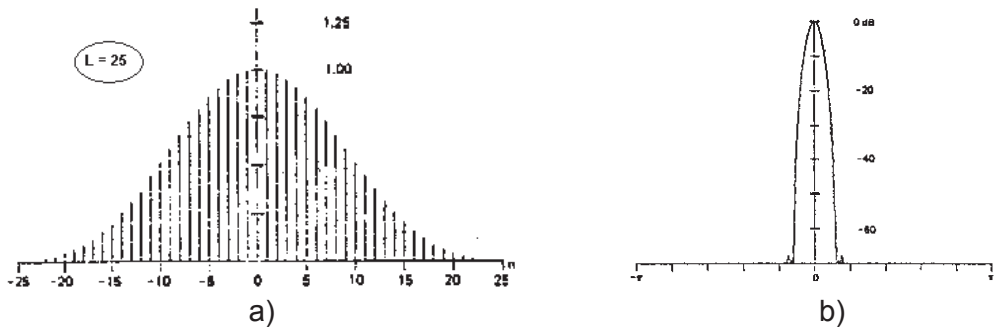


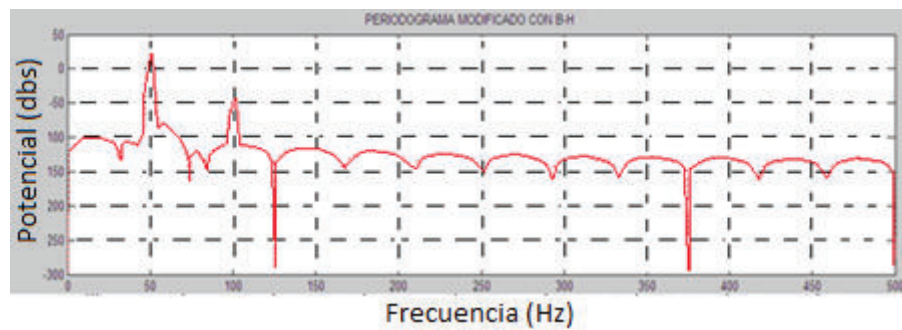
Figura 1.19: Características de a) tiempo y b) frecuencia de la ventana de Blackman-Harris [12].

Como se puede apreciar en la Figura 1.19, el uso de esta ventana dentro de un análisis de frecuencias permitiría resolver el problema de la fuga espectral, (la figura b no presenta picos secundarios) por tal razón se puede identificar dos señales de frecuencias cercanas.

Una consideración importante que se debe tomar en cuenta al momento del análisis espectral es el hecho de la pérdida de características que podrían ser relevantes cuando se realiza un análisis lineal, esto es debido a que la componente más fuerte del espectro tiene una amplitud mucho más grande que las demás componentes, esto en el caso de las señales cerebrales implicaría una pérdida de datos importante; por tal razón, es aconsejable usar un método no lineal, en este caso se decide aplicar el logaritmo de base diez. Al utilizar este arreglo matemático al resultado del análisis espectral se consigue atenuar las características de gran amplitud y por otro lado aumentar la amplitud de las características de baja amplitud con el afán de no perder características que pueden resultar determinantes para el estudio, en la Figura 1.20 se aprecia el resultado de dicho arreglo matemático para una estimación espectral mediante la utilización de Blackman-Harris (B-H).



a)



b)

Figura 1.20: Análisis espectral con método a) lineal, b) logaritmo en base diez [12].

1.7.1.6 Métodos de Promediado

El uso del promediado es una técnica que se aplica con el afán de reducir el efecto del ruido, los métodos usados son los de Bartlett y el de Welch.

La diferencia de estos métodos radica en que el primero, Bartlett, es utilizado cuando el análisis espectral se realiza usando la técnica de ventaneo con una ventana rectangular y el segundo método, Welch, cuando el proceso se realiza con una ventana diferente a la rectangular.

Al aplicar estos métodos, independientemente del que sea, se divide la señal en algunas secciones y a cada una de estas se calcula su espectro, luego; las características presentes en todas las secciones no sufrirán alteraciones pues se suman n veces y para promediar se dividen para n , con esto no se modifica el resultado final.

En el caso del ruido en el espectro promediado, este disminuye pues en cada espectro parcial la forma del ruido no es la misma por lo que al dividirlo para n el espectro final habrá reducido su nivel de ruido.

Otra característica del promediado de Welch es el solapamiento, es decir los segmentos en los que se divide la señal están transpuestos, el valor adecuado o recomendado de este traslape es el 50%. [12]

En la Figura 1.21, se muestran los dos tipos de promediado y sus diferencias.

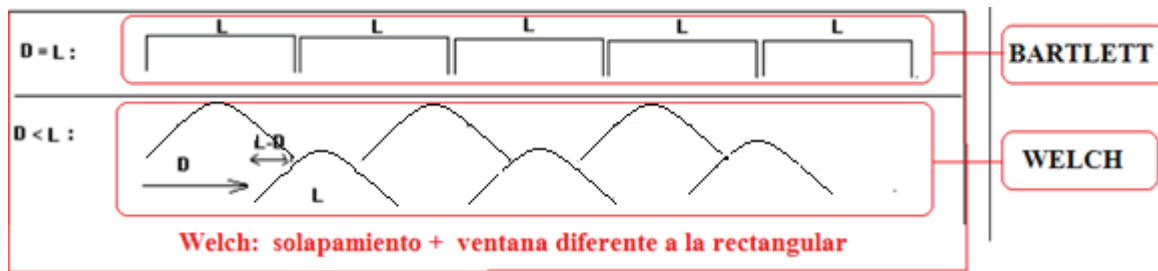


Figura 1.21: Métodos de promediado de señales [12].

El número de segmentos en los que se divide la señal influye en el resultado del análisis es así que se ha comprobado que, al aumentar el número de segmentos se gana en detección de efectos repetitivos, pero se pierde en resolución en frecuencia; un valor de 40 parece que mantiene un equilibrio pero mejor probar con pocas y muchas para resolver ambas situaciones [12].

1.7.2 MÉTODOS DE CLASIFICACIÓN

Una vez que se ha decidido el método para la extracción de características, en este caso el análisis espectral, el siguiente paso es decidir o escoger la herramienta que permita clasificar las características encontradas con el fin de establecer si dichas señales representan y en qué grado la voluntad o intención de la persona para realizar una acción.

Dentro del desarrollo de los ICCs se han desarrollado una gran cantidad de algoritmos de clasificación, a continuación se describe brevemente algunos de los más conocidos.

1.7.2.1 Distancias (Euclidiana – Itakura Saito)

Se aplica sobre un conjunto de muestras tomadas como base, es decir muestras que representen en gran porcentaje el deseo realización de una acción, de cada una de estas se calcula la energía en diferentes bandas de interés; bandas resultantes del proceso de extracción de características.

Con los diferentes puntos de las muestras se forman nubes de probabilidad, y cada nube conserva características propias dependiendo del evento al que representen.

Una vez formadas las nubes se procede a calcular el centroide de las mismas; para la toma de una decisión se calcula el centroide de la nueva muestra a analizar, posteriormente se calculan las distancias desde el nuevo centroide hasta cada uno de los centroides base. Se establece cual es la menor distancia y la nueva muestra pertenecerá a la nube más cercana.

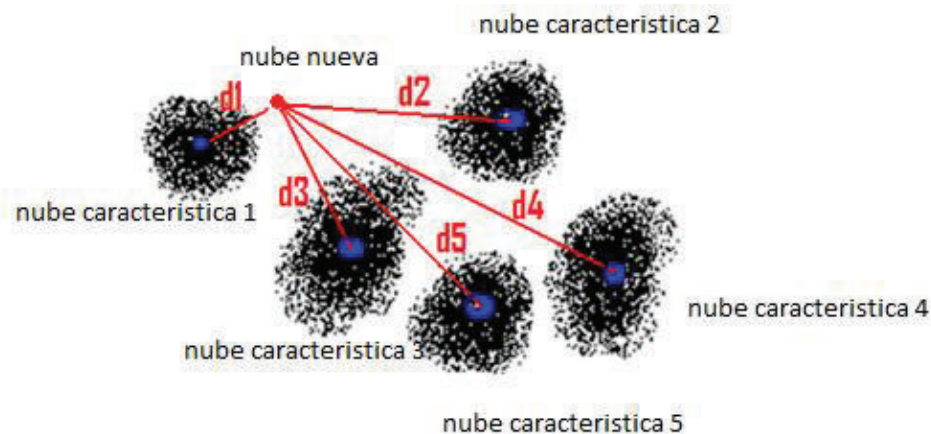


Figura 1.22: Clasificación de características mediante distancias [12].

En la Figura 1.22, la distancia de la nube nueva (d_1) hacia la nube característica 1 es la más pequeña esto lleva a decidir que los nuevos datos pertenecen a la actividad descrita por dicha característica.

1.7.2.2 Estadísticas

Este método trabaja en base a señales registradas de las cuales se pretende deducir patrones de normalidad que permitan establecer cánones que dirijan una toma de decisión. Para este fin se emplean medidas de regularidad como las entropías aproximadas y muestral, estimadores de variabilidad como la medida de la tendencia central, parámetros de complejidad como la entropía multiescala y la complejidad de Lempel-ziv o estimadores de las correlaciones de largo alcance como el análisis de fluctuaciones sin tendencias, entre otros.

1.7.2.3 Clustering

El análisis de datos, particionados de manera no supervisada en una serie de grupos o clusters, se denomina clustering [13].

Este método inicia con la selección de características de señales previamente caracterizadas y segmentadas, se asume que estas tienen información crítica separada de los datos que pueden considerarse como redundantes con el afán de que el posterior proceso no sea interferido. Durante esta etapa se aplican diferentes métodos para la clasificación como el análisis estadístico multivariante o modelado entre otros.

Una vez que se obtienen las características con las cuales se evaluarán posteriores datos, es necesario realizar medidas de similitud o disimilitud entre las bases y la nueva muestra; las diferentes medidas obtenidas conforman una matriz que posteriormente permitirá la asignación de los elementos a uno u otro cluster dependiendo de la función de criterio seleccionada.

El criterio de selección es utilizado para evaluar la medida de similitud encontrada anteriormente con lo cual se puede decidir si un elemento pertenece o no a determinado cluster con lo que se forma una estructura para una agrupación final de datos, este proceso se realiza mediante la utilización de una herramienta matemática la cual incluso da el nombre al algoritmo del clustering.

Los algoritmos utilizados con este método determinan la estructura interna del conjunto de datos, es decir la forma real en la cual están agrupados; los algoritmos más destacados son el algoritmo de Kmedias que trabaja con los centroides de cada clúster, algoritmo de máximos y mínimos el cual está basado en el agrupamiento particional y no jerárquico, algoritmo jerárquico binario consistente en la unión de los elementos de dos en dos con lo cual se forman grupos mayores resultando en un árbol de clusters.

Según el algoritmo utilizado existe un procedimiento con el cual se selecciona el número ideal clusters con los cuales se logra una decisión final certera o altamente aproximada.

Como parte final se procede al reconocimiento de patrones y la toma de decisiones.

1.7.2.4 Redes neuronales

“Las redes neuronales son estructuras formadas por unidades de cómputo simple, capaz de aprender y reconocer patrones de una manera natural. La ventaja que presentan frente a otros esquemas de clasificación o estimación estadísticos, es que no necesitan reglas específicas que definan su comportamiento, sino que utilizan un sistema de aprendizaje mediante ejemplos” [14].

Las redes neuronales trabajan en base a un problema general el cual es descompuesto en problemas más pequeños, cada uno de estos es resuelto por separado y cada solución es considerada al final para encontrar la solución al problema principal, este tipo de redes se conocen como Mixture of experts (ME) [15].

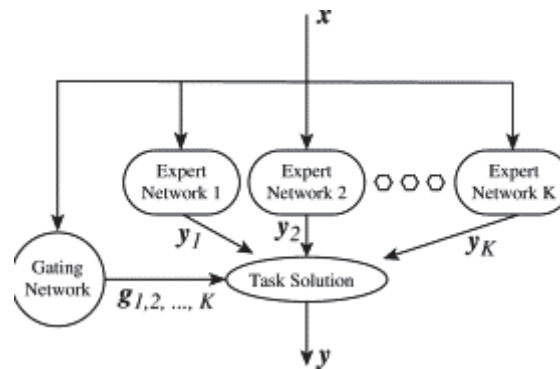


Figura 1.23: Esquema de la arquitectura ME [15].

Como se aprecia en Figura 1.23, los elementos de estas redes son los sistemas expertos (expert) encargados del aprendizaje de diferentes aspectos del problema, y el sistema administrador (gating) encargado de supervisar y asignar diferentes regiones de datos a diferentes expertos.

Por otro lado la regla de aprendizaje combina condiciones de competencias y asociatividad de tal manera que favorece la competitividad de cada experto permitiendo dividir el conjunto de datos en subregiones manejadas por un único experto.

Cada experto proporciona una salida por cada entrada del sistema, estas son combinadas por el administrador el que se encarga de calcular los pesos de dichas

salidas de forma que la salida final del ME es la suma ponderada de todos los vectores de salida.

1.8 DECISIÓN DE LA MEJOR VARIABLE CLASIFICADORA

El proceso de decisión consta de los siguientes pasos, en primer lugar, la formación de las diferentes nubes de probabilidad de características como se describe en el proceso de clasificación mediante centroide. En segundo lugar, se procede al cálculo del centroide de cada nube, como paso posterior se calcula la distancia desde la nueva muestra a cada uno de los centroides.

En cuarto lugar se procede a determinar la menor de las distancias adquiridas en el paso anterior; como último paso, se toma la decisión, la muestra pertenecerá a la nube más cercana.

Este proceso se realiza para cada una de las variables utilizadas para la clasificación.

La decisión sobre la mejor variable sería simplemente la que más número de éxitos tuvo. Esta será la característica empleada para trabajar en tiempo real.

1.8.1 CONTRASTE DE HIPÓTESIS

Esta parte de teoría se explica con un ejemplo -con fin de entender el procedimiento general - como determinar qué conjunto de datos son idóneos para una decisión correcta y representativa del fenómeno que se estudia.

Suponiendo el estudio de un fenómeno que es aleatorio y que tiene una FDP (Función de Distribución de Probabilidad) normal de parámetros \bar{x} = media aritmética y σ = desviación estandar:

$$(\bar{x} = \theta, \sigma = 1) \quad (1.12)$$

$$f(x, \theta) = \left[\frac{1}{\sqrt{2\pi}} \right] e^{-\frac{1(x-\theta)^2}{2}} \quad (1.13)$$

De pasados experimentos, se deduce que es posible que el valor medio (θ) sea igual a 1, sin embargo han ocurrido hechos posteriores que hacen sospechar que dicho valor medio puede haber variado y en vez de 1 ahora es 4.

Existen 2 hipótesis:

Hipótesis nula: valor medio = 1 (lo que se supone debe ser)

- H_0 : valor medio = 1

Hipótesis alternativa: valor medio = 4

- H_1 : valor medio = 4

Decisión: Luego de extraer una muestra (x_1, x_2, \dots, x_n) de la población total y de extraerle su promedio:

Promedio = $(x_1 + x_2 + \dots + x_n) / n$, se debe tomar una decisión: o bien es H_0 cierta o bien es H_1 cierta. Lo más lógico y simple sería ubicar un umbral (mL) de decisión justo en la mitad de las dos FDP y decidir así, este procedimiento se muestra en la Figura 1.24.

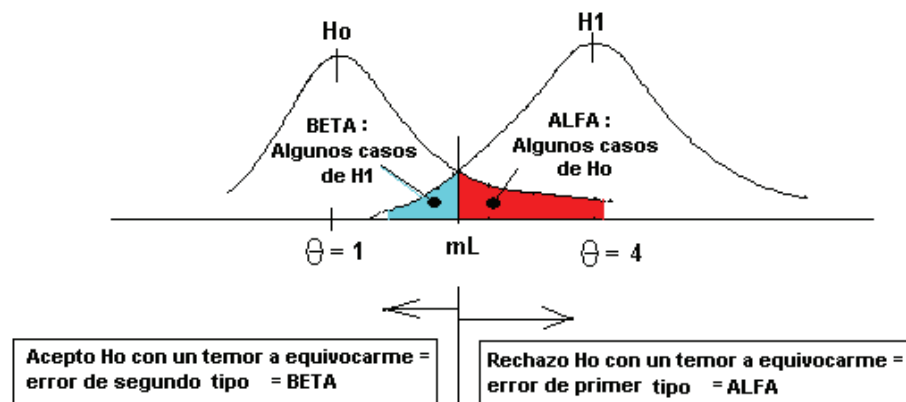


Figura 1.24: Contraste de hipótesis H_0 y H_1 para la selección de mejor variable clasificadora [12].

Solo pueden ocurrir dos cosas:

1. Que el valor medio de la muestra extraída sea $> mL$ (a la derecha de mL)
2. Que el valor medio de la muestra extraída sea $< mL$ (a la izquierda de mL)

Si se toma como referencia a H_0 :

1. Si cae a la izquierda: por estar más cerca de la FDP de H_0 , lo más lógico es pensar que H_0 es la correcta, pero también existen algunos casos de H_1 que están a la izquierda del umbral y por lo mismo:

“Se acepta que es H_0 la verdadera con un temor a equivocarse = BETA”

2. Si cae a la derecha: por estar alejada de la FDP de H_0 , lo más lógico es pensar que H_0 es falsa, pero también existen algunos casos de H_0 (que tienen muy poca probabilidad de ocurrir) que están a la derecha del umbral y por lo mismo:

“Se desecha H_0 con un temor a equivocarse muy pequeño = ALFA”

Como el umbral está ubicado en el centro de las dos FDP, debe cumplirse que:

$$ALFA = BETA$$

CÁLCULO DE ALFA:

Para poder utilizar las tablas de la distribución normal, la FDP de H_0 debe estar centrado en el origen, entonces se desplaza hacia el origen como se indica en la Figura 1.25.

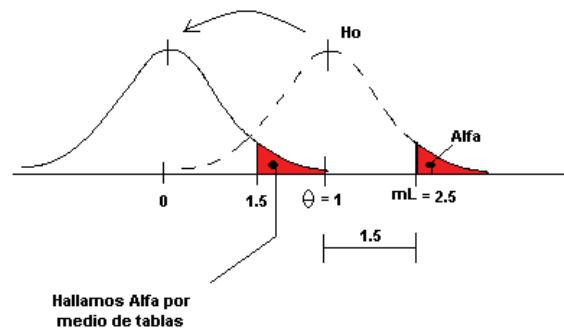


Figura 1.25: Desplazamiento de la característica FDP de la hipótesis H_0 para cálculo de errores [12].

Interesa que ALFA y BETA sean los más pequeños posibles. Si ambos son cero se dice que es un contraste ideal y carece de interés. En la práctica, se fija, en primer lugar ALFA o el umbral crítico mL , para este caso se asume el valor $mL = 2.5$. Para una distribución normal de valor medio $H_0 = 1$ y desviación estándar $\sigma = 1$, el valor máximo que podría alcanzar el umbral mL haciendo que ALFA sea cero se define mediante la expresión (1.14).

$$mL = H_0 + 3 * \sigma \quad (1.14)$$

Para el ejemplo el valor máximo para mL es 4.

Matemáticamente, ALFA se define como la probabilidad de rechazar la Hipótesis Ho cuando es cierta – ecuación (1.15) -.

$$ALFA = P \left(\frac{\text{Rechazar } H_0}{H_0 \text{ es cierta}} \right) = P \left(\frac{\bar{x} > mL}{H_0=1} \right) = P \left(\frac{\bar{x}-H_0}{\frac{\sigma}{\sqrt{n}}} > \frac{mL-H_0}{\frac{\sigma}{\sqrt{n}}} \right) \quad (1.15)$$

Dónde:

- mL= Umbral de decisión, limite crítico para determinación de zonas de acierto o error.
- \bar{x} = Valor medio o media muestral.
- n = Tamaño de la muestra.
- $\frac{\bar{x}-H_0}{\frac{\sigma}{\sqrt{n}}} = Z$ = Estadístico de contraste

En base a la ecuación (1.15) se obtiene:

$$ALFA = P \left(\frac{\bar{x}-1}{\frac{1}{\sqrt{n}}} > \frac{2.5-1}{\frac{1}{\sqrt{n}}} \right) = P(Z > 1.5\sqrt{n}) \quad (1.16)$$

CÁLCULO DE BETA:

Para poder utilizar las tablas de la distribución normal, la FDP de H1 debe estar centrado en el origen, entonces se desplaza hacia el origen como se muestra en la Figura 1.26.

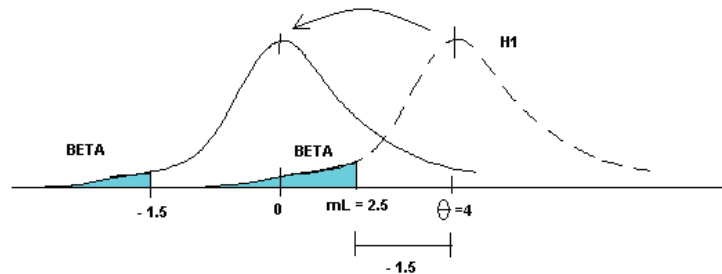


Figura 1.26: Desplazamiento de la característica FDP de la hipótesis H1 para cálculo de errores [12].

Matemáticamente, BETA se define como la probabilidad de aceptar la Hipótesis Ho cuando es falsa – ecuación (1.17) -.

$$BETA = P \left(\frac{\text{Aceptar } H_0}{H_0 \text{ es falsa}} \right) = P \left(\frac{\bar{x} < mL}{H_1=4} \right) = P \left(\frac{\bar{x}-H_1}{\frac{\sigma}{\sqrt{n}}} < \frac{mL-H_1}{\frac{\sigma}{\sqrt{n}}} \right) \quad (1.17)$$

En base a la ecuación (1.17) se obtiene:

$$BETA = P\left(\frac{\bar{x}-4}{\frac{1}{\sqrt{n}}} < \frac{2.5-4}{\frac{1}{\sqrt{n}}}\right) = P(Z < -1.5\sqrt{n}) \quad (1.18)$$

Aprovechando la simetría respecto al eje (y) de FDP normal se obtiene la igualdad de los valores de probabilidad en las ecuaciones (1.16) y (1.18):

$$P(Z > 1.5\sqrt{n}) = P(Z < -1.5\sqrt{n}) \quad (1.19)$$

Como se esperaba, ALFA = BETA.

1.8.2 FUNCIÓN DE DECISIÓN

Existen infinitas funciones de decisión que se pueden aplicar dependiendo de la ubicación del umbral mL.

La función de decisión (D1) que se empleó en el ejemplo anteriormente fue:

D1:

- Si valor medio de la muestra < 2.5 entonces se acepta Ho (se desecha H1)
- Si valor medio de la muestra >= 2.5 entonces se desecha Ho (se acepta H1)

Otra función de decisión podría ser (D2):

D2:

- Si valor medio de la muestra pertenece al intervalo (- 0.8, 2.8) entonces se acepta (Ho = 1)
- Si valor medio de la muestra NO pertenece al intervalo (- 0.8, 2.8) entonces se acepta (H = 4)

1.8.3 DETERMINACIÓN DE LA MEJOR FUNCIÓN DE DECISIÓN

Existen infinitas funciones de decisión. Sería fantástico saber cuál de todas ellas (con un error ALFA en común tan pequeño como se desee) genera el mínimo error BETA.

Para sistemas ICC la determinación de la mejor función de decisión se hace siempre en base a prueba y error.

CAPÍTULO 2

ANÁLISIS Y ESTUDIO DE LAS SEÑALES EN TIEMPO DIFERIDO Y EN TIEMPO REAL

2.1 INTRODUCCIÓN

En este capítulo se detalla todo el procedimiento para la toma de señales, las condiciones del ambiente en el cual se tomaron, el procesamiento al cual fueron sometidas, los resultados obtenidos, el equipo de análisis usado, en conclusión, todo el trabajo que validará las diferentes hipótesis seleccionadas como reglas de control.

Cabe destacar que en esta sección no se abordará el tema de la clasificación de las señales para la toma de decisiones, esto se desarrolla en el siguiente capítulo; en este se describe la totalidad de la búsqueda de características relevantes y la probabilidad que puedan repetirse en una persona o en varias, lo que se conoce como variabilidad interpersonal e intrapersonal.

2.2 EQUIPO COMERCIAL DE EEG

Como primera parte del proceso de desarrollo de esta investigación, se pretende determinar la existencia de características que permitan determinar diferencias entre dos estados mentales o estados de desarrollo de pensamiento bien definidos; para alcanzar este primer objetivo se deben reducir el número de variables que puedan representar fuentes de error o de distorsión, por lo tanto, la utilización de un equipo comercial avalado resulta vital en la primera fase de la investigación ya que un dispositivo de este tipo permite que el investigador centre su atención en aspectos de mayor importancia, despreocupándose por temas como la adquisición o implementación de filtros entre otros.

El equipo comercial para la adquisición de datos de EEG es el “Digital Brain Electric Activity Mapping” modelo KT88, desarrollado por CONTEC Figura 2.1 a).

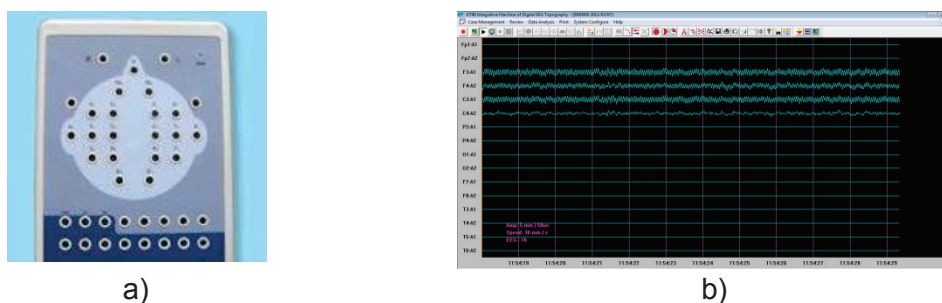


Figura 2.1: a) Equipo comercial para EEG (KT88), b) Software para adquisición y análisis del equipo KT88.

Este equipo cuenta con un conjunto de elementos que permiten realizar la toma y el análisis de las señales cerebrales, elementos como, cables para conexión de canales, cable de comunicación con el computador, casco para la sujeción de electrodos y el software para su funcionamiento.

El programa fue instalado en un computador portátil de 32 bits con Windows Siete como sistema operativo. Para mayor detalle de la instalación referirse al **Anexo A**.

2.2.1 FUNCIONAMIENTO DEL AMBIENTE KT88

El software comercial del equipo para la toma de señales brinda muchas herramientas para el análisis y posterior diagnóstico de las muestras tomadas, para habilitar estas herramientas se debe, en primer lugar, seleccionar los datos; para esto dentro del menú *Case Management* se ubica *Selec Patient* y se escoge el archivo.

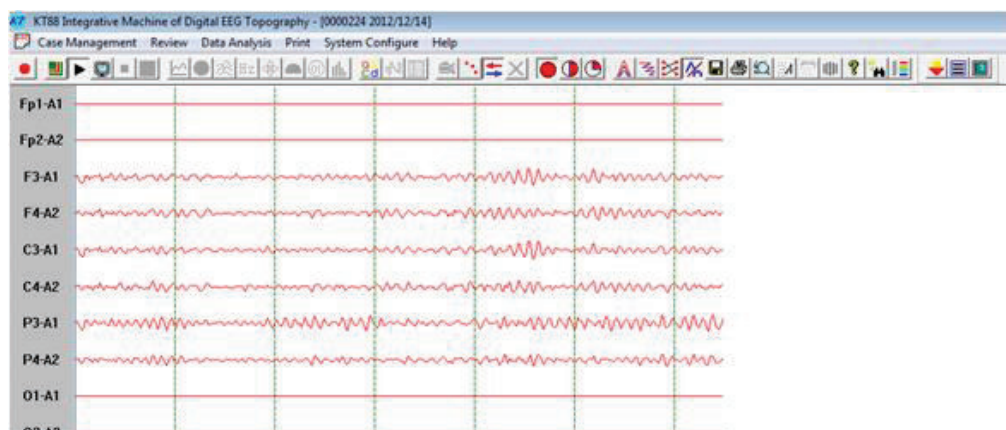




Figura 2.2: Señal de EEG de seis segundos registrada y almacenada por el KT88.

En la Figura 2.2 se muestra el registro de Electroencefalograma mediante seis canales (F3-A1, F4-A2, C3-A1, C4-A2, P3-A1 y P4-A2), utilizando el equipo KT88.

Una vez que se selecciona el archivo y la sección de tiempo de datos que se desea analizar, se habilita el menú de análisis de señales representado por el siguiente icono. 

Luego de esto se activan algunas herramientas de análisis; este software permite entre otras cosas seleccionar el tipo de montaje de los electrodos, la implementación de filtros digitales, el análisis de espectro de potencia y la localización de los mayores potenciales de actividad cerebral mediante diagramas BEAM (Brain Electrical Activity Mapping).

A continuación se describen los principales iconos y sus funciones.

 Permite ver el espectro de potencia de cada canal como se aprecia en la Figura 2.3.

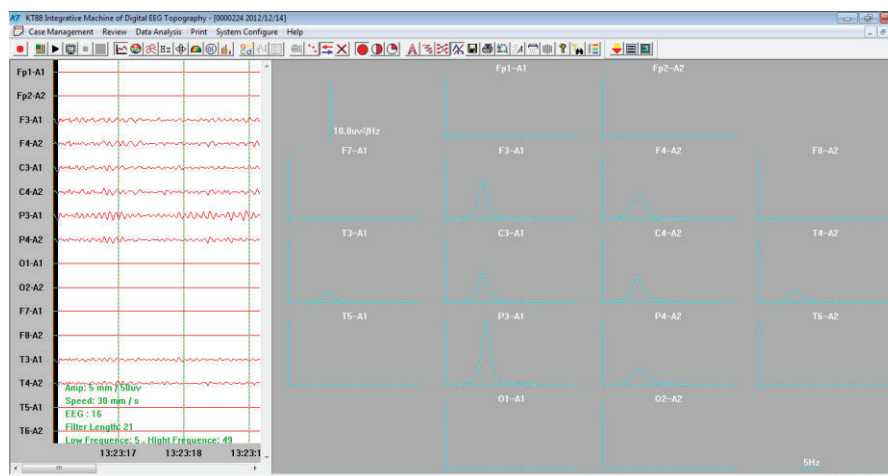


Figura 2.3: Análisis espectral en tiempo diferido mediante equipo comercial.



Permite la implementación de filtros mediante la interfaz de la Figura 2.4.

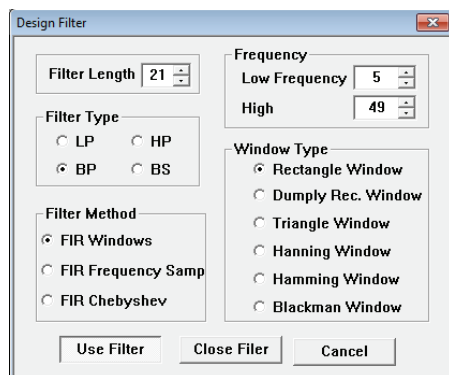


Figura 2.4: Diseño de filtros para el espacio KT88.



Permite seleccionar el tipo de montaje, Figura 2.5.

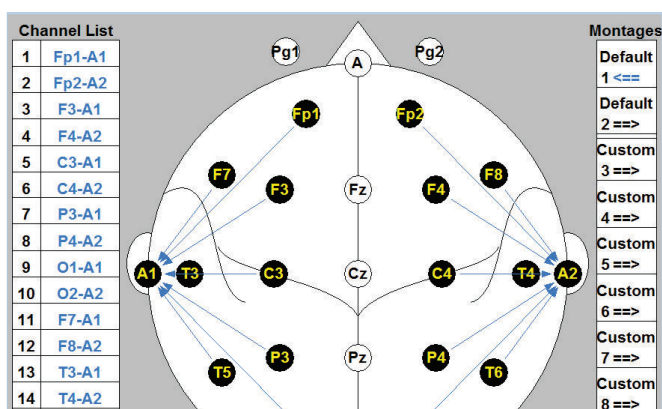


Figura 2.5: Selección de montaje para la adquisición (KT88).

Tabla 2.1: Principales iconos para configuración y análisis equipo KT88.

Icono	Función
	Habilita el menú de análisis.
	Permite visualizar el análisis de potencia de cada canal.
	Permite la implementación de filtros.
	Permite seleccionar el tipo de montaje.

2.3 DISEÑO EXPERIMENTAL

Como se concluye en el primer capítulo de esta investigación, el área de interés para el análisis es la zona central, se utilizará ocho canales de adquisición con montaje monopolar (Equipo comercial).

En base a los criterios y experiencias de todos los trabajos en los cuales se ha basado esta investigación, se concluye que los tiempos durante los que se desarrollan los potenciales de actividad cerebral relacionados con un evento, son relativamente cortos, por tal motivo, la duración de las tomas o muestras de análisis deben ser consecuentemente tomas cortas, por tal motivo se establece que el rango de duración máximo de una muestra será de diez segundos, los cuales serán segmentados a su vez en segmentos de análisis de dos o tres segundos.

Cabe mencionar que el análisis independiente de esta investigación en sus inicios considero un tiempo de treinta segundos para la adquisición de las características sin embargo se demostró que en los sujetos en los cuales se obtuvo las muestras se desarrolla un estado de adormecimiento o incomodidad lo que lleva al desarrollo de un mayor grado de presencia de artefactos debido por ejemplo a movimientos musculares.

“En el caso de estudios de movimientos voluntarios de un miembro, un intervalo inter-acontecimiento se recomienda por lo menos diez segundos.” [50]

Por otro lado, si bien un propósito a largo plazo de este trabajo de investigación es desarrollar sistemas que brinden posibilidades a personas con discapacidad, las diferentes tomas muestrales de actividad cerebral se toman en personas sanas, jóvenes de ambos géneros.

La adquisición de señales, en lo posible, se lleva a cabo en un ambiente libre de interferencias electromagnéticas, acústicas, ópticas y físicas, con el afán de obtener señales más claras y resultados con gran porcentaje de acierto.

El horario seleccionado para la realización de los diferentes experimentos, por considerar que es el periodo de tiempo durante el cual las personas presentan la mayor lucidez, es el horario de la mañana.

Además, “Cuando los sujetos se aburren y ejecutan los movimientos de forma estereotipada o casi automática, la amplitud del BP (Bereitschaftspotential o potencial de preparación del movimiento) disminuye”. “Las amplitudes del BP fueron considerablemente más grandes en los movimientos compuestos” [50].

En base a las premisas anteriores, la persona de la cual se extraerán las señales cerebrales - que en adelante se conocerá como paciente-, desarrollará los siguientes ejercicios durante la toma de las mismas, imaginación secuencial y repetitiva del brazo derecho como primer estado y del brazo izquierdo como segundo estado.

Durante la adquisición de señales, el paciente estará sentado correcta y cómodamente, con sus brazos reposando sobre sus piernas, mantendrá sus ojos abiertos y su mirada fija al frente sin tensionar ni estresar de ninguna forma sus músculos, sus piernas reposaran en el piso formando un ángulo de noventa grados al igual que las demás articulaciones como se aprecia en la Figura 2.6.

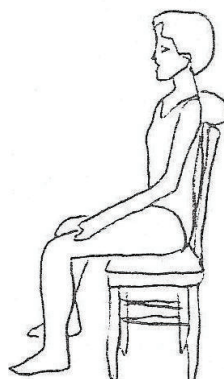


Figura 2.6: Postura deseable para la adquisición de señales.

2.4 PROCEDIMIENTO PARA LA TOMA DE SEÑALES

Una vez que el paciente tiene ubicados correctamente los electrodos, se encuentra cómodamente sentado, el equipo está debidamente conectado a los electrodos y al ordenador, se procede a revisar de manera superficial las características que se

muestran en el software de adquisición para verificar que todas las señales lleguen correctamente puesto que puede existir alguna señal no deseada (interferencia) la cual deba ser detectada y eliminada. Se realizan pequeñas pruebas como abrir y cerrar los ojos con el fin de detectar los cambios en la señal del EEG con lo cual se confirma una adquisición con baja cantidad de componente de ruido como la que se muestra en la Figura 2.7.

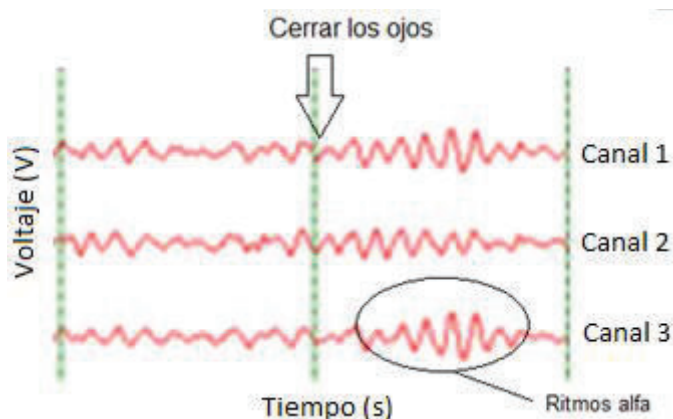


Figura 2.7: Presencia de ritmos alfa consecuencia de cerrar los ojos, adquisición de EEG con baja componente de ruido.

Luego de verificar una correcta toma de señales, se procede a tomar las muestras; el paciente ya sabe los diferentes pensamientos que debe desarrollar pero necesita saber en qué momento realizar dicha actividad al igual que la persona que luego clasificará dichas actividades, por tal razón, se desarrolló el sistema mostrado en la figura 2.8.

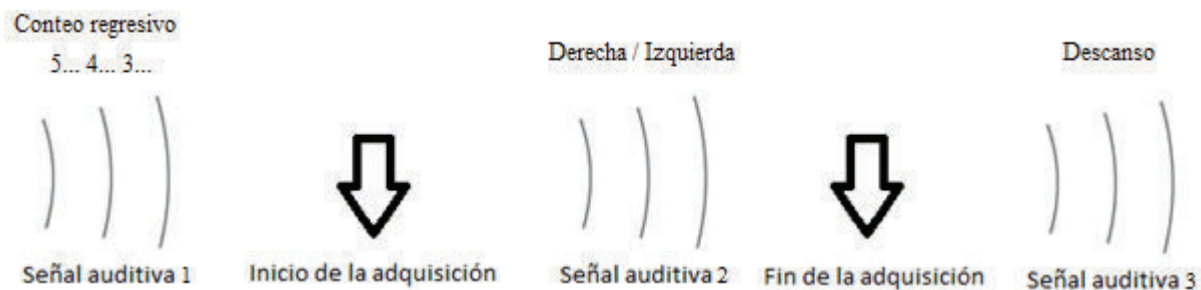


Figura 2.8: Secuencia de señalización para la toma de señales de EEG

El sistema consta de tres señales auditivas que recibe el paciente, la primera se trata de un conteo regresivo que inicia la persona a cargo de la adquisición, conteo que

empieza en cinco, durante este periodo el paciente trata de concentrarse y mantener un estado mental de reposo es decir trata de reducir sus pensamientos al mínimo posible. Posterior al conteo se inicia la adquisición.

La segunda señal auditiva corresponde al pedido del investigador (persona que realiza la adquisición y posterior análisis de las señales), este pedido se hace mediante el uso de las palabras “Derecha” e “Izquierda” correspondientes al desarrollo de la imaginación de movimiento de las extremidades superiores derecha o izquierda respectivamente. El paciente desarrolla la actividad mental requerida hasta recibir la señal auditiva final (palabra “descanso”) desarrollada por la persona a cargo, esta señal le indica al paciente que debe cesar de desarrollar la actividad y tratar de recobrar un estado de reposo. Antes de recibir la señal de descanso el investigador finaliza la adquisición.

La actividad descrita anteriormente se repite independientemente del pensamiento que se estudia y se repetirá tantas veces como muestras de desee obtener. Además es necesario aclarar que este sistema se utilizó únicamente para la adquisición de las señales mediante el equipo comercial y para el estudio en tiempo diferido.

Por otra parte, como resultado del proceso de adquisición se establece que alcanzar un nivel de concentración elevado es muy complejo ya que la actividad cerebral de las personas nunca cesa y en consecuencia los pensamientos de la misma siempre cambian, los efectos de esta problemática se tratan más adelante en la sección de análisis interpersonal e intrapersonal.

2.5 ANÁLISIS DE LAS SEÑALES

En primera instancia, el equipo comercial servirá como medio de adquisición únicamente, es decir, nos permitirá obtener las señales naturales tal y como estas se presenten, una vez que se tienen las señales y se las ha guardado, se deberán exportar a un tipo de archivo el cual permita su posterior análisis con el software de desarrollo de Matlab.

Para una mejor descripción del proceso de conversión de datos, referirse al **Anexo A**

Una vez transformadas las señales a archivos de texto (data.txt), los datos pueden ser utilizados para análisis. Como se describe en el capítulo uno en la sección de extracción de características, uno de los mejores métodos de estimación espectral es el uso de ventanas y más precisamente la utilización de la ventana de Blackman-Harris; además, se concluyó que la utilización de un traslape de ventas o promediado de las mismas conlleva a una reducción de la presencia de ruido, procedimiento conocido como solapamiento de Welch; por tales motivos, los métodos citados anteriormente son utilizados en el análisis de las señales en adelante. Cabe aclarar que se utiliza también la representación de resultados en escala logarítmica lo cual permite un análisis de pequeñas como de grandes variaciones en el espectro de potencia.

El siguiente es el programa básico para realizar la estimación espectral utilizando las herramientas descritas anteriormente.

- Se define la máxima frecuencia dentro de la cual se puede realizar el muestreo"

$$F_{max}=50;$$

$$F_s=2*F_{max};$$

- Se define el número de bits usados para la conversión"

$$nfft=1024;$$

- Se almacena los datos del archivo de texto"

$$a=\text{textread}('97c3.txt');$$

- La función "parametros" calcula el ancho, tipo y grado de traslape para los datos contenidos en "a" y los almacena.

$$[xn,ventana,noverlap]=parametros(a);$$

- Se calcula el espectro de frecuencia con los términos calculados anteriormente

$$[psd1,f1]=pwelch(xn,ventana,noverlap,nfft,F_s);$$

- Se muestran los resultados en escala logarítmica

```
plot(f1,10*log10(psd1),'r',f11,10*log10(psd11)),gridon,title.....
...('PSD Derecha(ROJO) vs Izquierda(AZUL) C3 '),xlabel('f (Hz)'),ylabel('')
```

Código de la función parámetros:

- *function [xn,ventana,noverlap]=parametros(a)*
- *xn=a*[0;1];*
- *ventana=blackmanharris(length(xn)/8);*
- *noverlap=fix(length(ventana))/2;*

Como resultado de aplicar el código anterior a los datos de Electroencefalograma adquiridos por el canal (C3) del equipo comercial se obtiene la representación de la Figura 2.9 que muestra el análisis espectral (Power Spectrum Density –PSD-) en escala logarítmica para dos tomas representativas del desarrollo de dos intensiones de movimiento, la señal en azul representa la imaginación del movimiento del brazo izquierdo y la señal en rojo representa la imaginación del movimiento del brazo derecho.

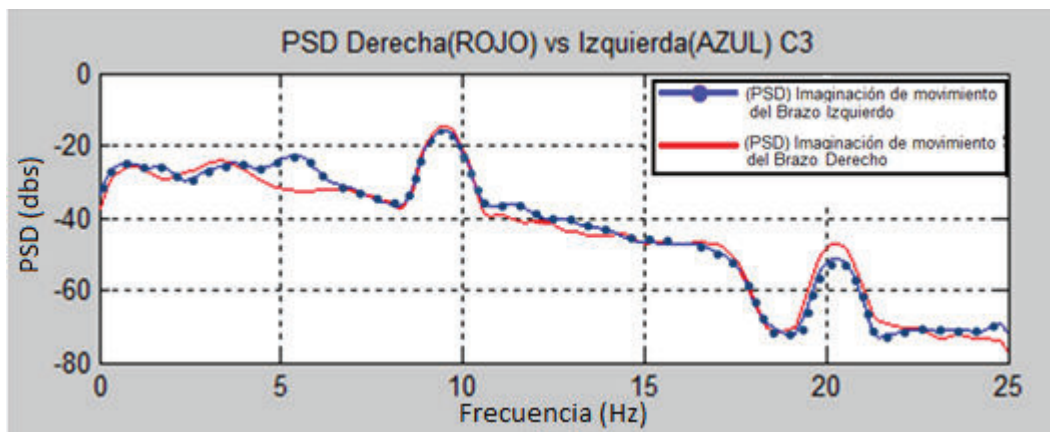


Figura 2.9: PSD de dos señales sobrepuestas utilizando ventaneo (Blackman-Harris), solapamiento (Welch) y escala logarítmica.

2.6 HIPÓTESIS DE CLASIFICACIÓN

En el desarrollo de ICCs (Interfaz cerebro computador), y en todo tipo de análisis relacionados con la actividad cerebral, se prefiere la utilización de una gran cantidad

de electrodos con la finalidad de tener gran cantidad de información que permita realizar control o diagnósticos correctos; por tal razón es posible encontrar sistemas que usan dieciséis, veintiuno o más de cuarenta electrodos.

Por otra parte, existe un mínimo recomendado de ocho electrodos [26]; es así que equipos comerciales como el utilizado en el desarrollo de este trabajo, brindan la posibilidad de adquisición mediante ocho canales.

Por tal razón y por el hecho de que los fenómenos que se estudian están plenamente localizados (teóricamente – estudio desarrollado en el capítulo 1-), se decide trabajar con el número mínimo más representativo de canales, es decir ocho.

Cabe mencionar que como parte de un estudio de confirmación, en primera instancia se trabajó con dieciséis canales los cuales fueron reducidos a la mitad luego de constatar que no aportaban gran información para el desarrollo de esta investigación en su mayoría.

Este trabajo se enfoca en las características de los canales C3, C4, F3 y F4, que fueron seleccionados como la base para el análisis ya que dichos canales se encuentran ubicados en las zonas motora y pre-motora respectivamente, zonas asociadas con el movimiento e imaginación de movimiento de extremidades.

La nomenclatura C3, C4, F3 y F4 utilizada para los canales de adquisición se definen por el sistema 10/20 que también define la colocación de electrodos sobre la corteza cerebral para el registro de Electroencefalograma (EEG), para mayor detalle sobre la utilización y descripción de este sistema revisar la referencia [19]

Se plantean tres tipos de hipótesis relevantes, en primer lugar, **el estado de relajación como característica basal** – es decir, el estado de reposo será el punto de partida, el paciente deberá ser inducido a desarrollar este estado -, previa la toma de decisiones, este estado se caracteriza por que el paciente presenta un sincronismo entre ambos hemisferios del cerebro.

En segundo lugar, la **desincronización de hemisferios opuestos como respuesta a la imaginación del movimiento de las extremidades derecha o izquierda** ya

que cada hemisferio está a cargo del control de la extremidad opuesta como se expuso en la parte inicial en el primer capítulo.

Por último y en tercer lugar, la **desincronización del mismo hemisferio en distintos estados mentales**.

A continuación se muestran los resultados de un estudio realizado con una persona joven, sana, en un ambiente adecuado durante las horas de la mañana; a la persona se le pide imaginar el movimiento repetitivo de cada extremidad superior (brazo derecho e izquierdo), se toman diez muestras de diez segundos cada una, de cada actividad además del estado de reposo y diez muestras de una actividad escogida por el paciente (movimiento del brazo derecho o izquierdo), con la finalidad que el analizador sea capaz, en base a los resultados previos, de decidir a qué estado corresponde.

2.6.1 PRIMERA HIPÓTESIS

2.6.1.1 Estado de reposo

En la Figura 2.10 puede apreciarse que tanto los canales centrales (C3, C4), como los frontales (F3, F4) están sincronizados, es decir, a lo largo de todo el espectro de frecuencia tienen las mismas características en cuanto a su potencial o al menos muy similares, esta es la característica principal e ideal del estado de relajación o reposo. “Nuestros hemisferios están en constante sincronía intercambiándose la información que ambos poseen, logrando un estado de salud mental y emocional”. [27].

Aunque un individuo se encuentre en estado de reposo, no se puede descartar que esté realizando algún tipo de actividad mental que no es posible controlar ni conocer, como, por ejemplo, imaginar o evocar algún recuerdo. Este tipo de actividad se plasma en cambios de la actividad neuronal. [28]

Si bien todo el rango de frecuencias es motivo y fuente de estudio, este proyecto se centra únicamente en las bandas características de los estados de vigilia y reposo correspondientes a las ondas o ritmos Beta y Alfa respectivamente.

Mientras uno reposa, inmóvil y relajado, en ambiente de perfecta calma, el cerebro sigue recibiendo y tratando información. “Esta activación mínima representa la actividad basal de referencia”. [29]

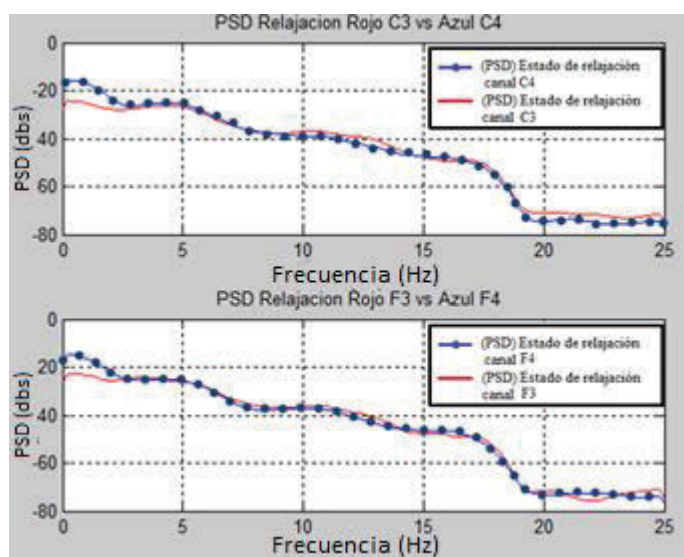


Figura 2.10: Estado de relajación, análisis espectral en escala logarítmica, sincronización de cuatro canales.

2.6.2 SEGUNDA HIPÓTESIS

2.6.2.1 Desincronización de Hemisferios Opuestos

Se puede apreciar en las Figuras 2.11 y 2.12 con respecto a la Figura 2.10, existe una notable diferencia entre el estado de reposo y una actividad cerebral concreta en especial en la banda de los 20Hz en donde – en el caso de las señales relacionadas con la imaginación de movimientos –, aparece un incremento de potencial que se aprecia como una elevación la cual en estado de reposo no existía además de la desincronización evidente ya que las dos señales ya no están juntas y tienden a separarse; por otra parte se observa otra característica importante, el cambio de potencial de los canales, lo que determina una diferencia entre cada movimiento.

Cuando se imagina el movimiento del brazo derecho, el potencial de los canales C4 y F4 es superior a los potenciales de sus correspondientes canales opuestos C3 y F3; en correspondencia con la ubicación de los canales del equipo comercial utilizado,

establecemos que el hemisferio izquierdo es el que desarrolla mayor actividad mental, con lo cual se comprueba la teoría de control cruzado de los hemisferios.

Igualmente sucede con la imaginación del movimiento del brazo izquierdo, es decir, en este caso el potencial de los canales C3 y F3 es superior a sus correspondientes opuestos C4 y F4. La probabilidad así como la variabilidad interpersonal e intrapersonal son temas desarrollados más adelante en este capítulo.

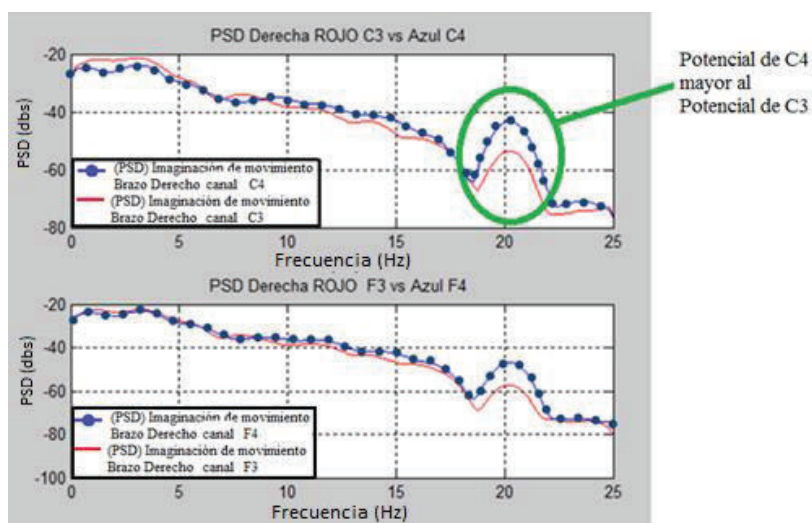


Figura 2.11: PSD en escala logarítmica de cuatro canales opuestos en pares, en imaginación del movimiento del brazo derecho.

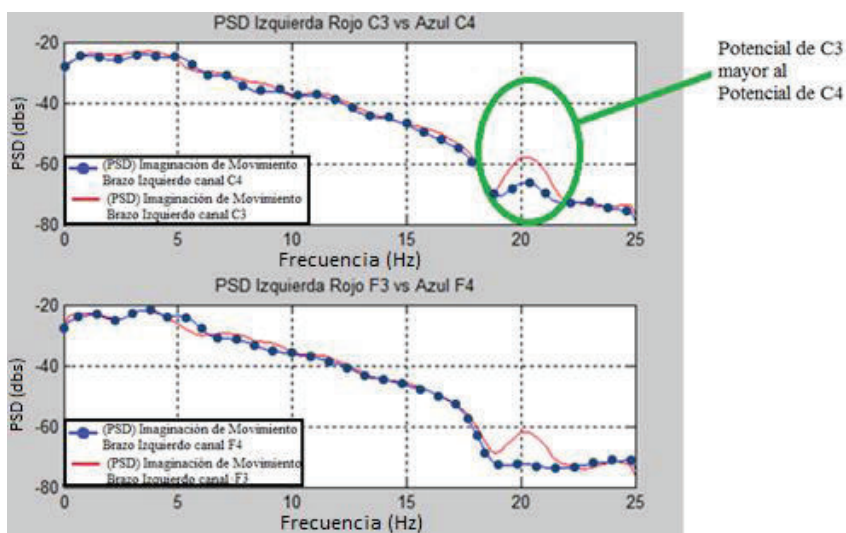


Figura 2.12: PSD en escala logarítmica de cuatro canales opuestos en pares, en imaginación del movimiento del brazo izquierdo.

2.6.3 TERCERA HIPÓTESIS

2.6.3.1 Desincronización de cada Hemisferio

Se puede apreciar en las Figuras 2.13, 2.14, 2.15 y 2.16 correspondientes a la estimación espectral (PSD) para la adquisición mediante cuatro canales de EEG (C3, C4, F3 y F4 respectivamente) que existe variación significativa de potencial alrededor de los 20Hz de cada canal. Las señales registradas por los canales mencionados corresponden a la imaginación del movimiento del brazo derecho versus la imaginación del movimiento del brazo izquierdo, esta variación no es muy clara en comparación con la característica presente en la hipótesis dos ya que no se logra la inversión de las señales.

En base a los resultados obtenidos anteriormente se llega a concluir y determinar la hipótesis dos como base en la posterior toma de decisiones en complemento con la hipótesis uno y dejando a la tercera como característica opcional para la decisión.

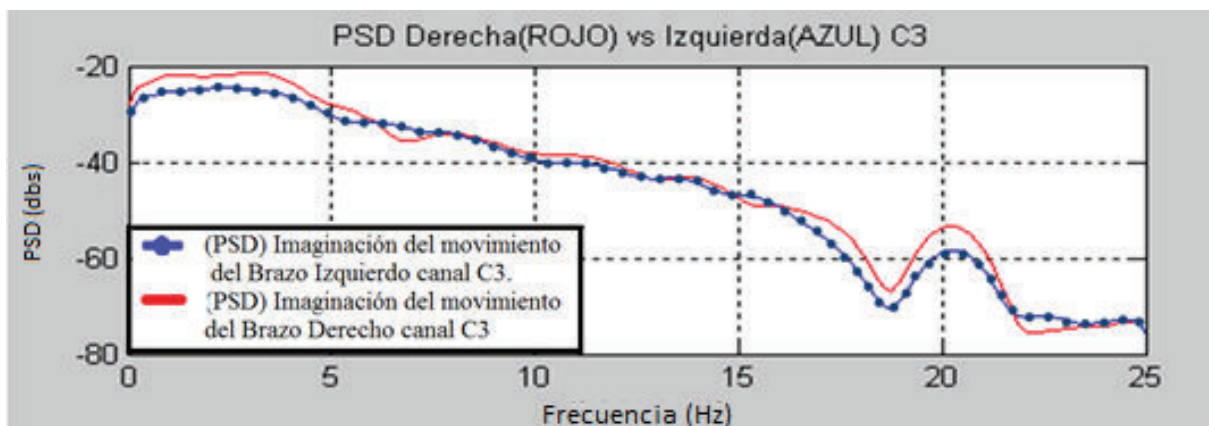


Figura 2.13: Características de PSD para la imaginación de movimiento del brazo derecho (rojo) frente a la imaginación de movimiento del brazo izquierdo (azul) para los canales C3.

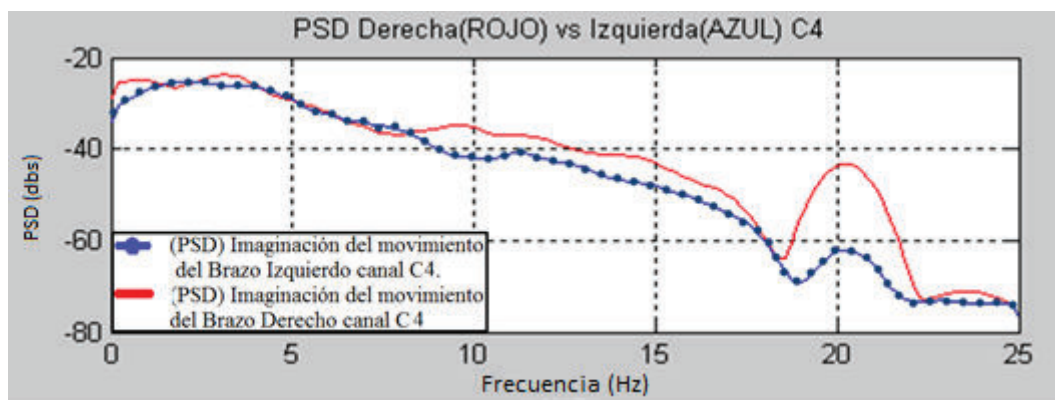


Figura 2.14: Características de PSD para la imaginación de movimiento del brazo derecho (rojo) frente a la imaginación de movimiento del brazo izquierdo (azul) para los canales C4.

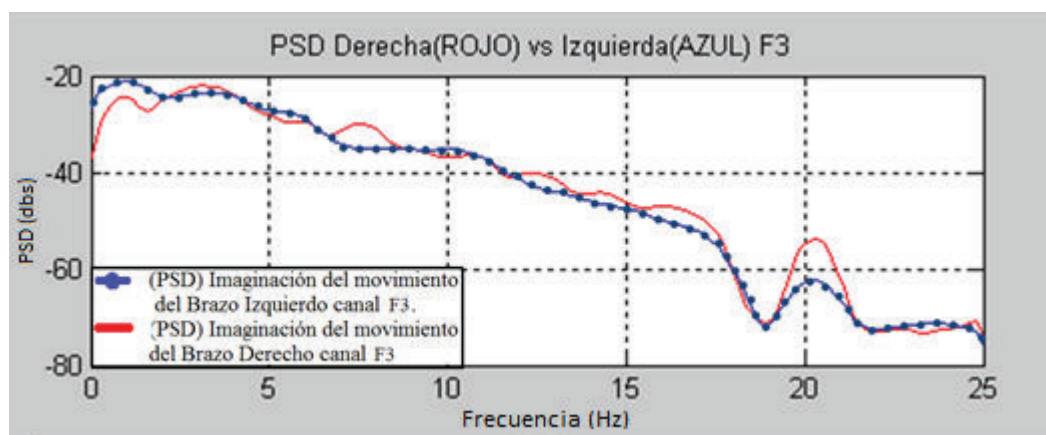


Figura 2.15: Características de PSD para la imaginación de movimiento del brazo derecho (rojo) frente a la imaginación de movimiento del brazo izquierdo (azul) para los canales F3.

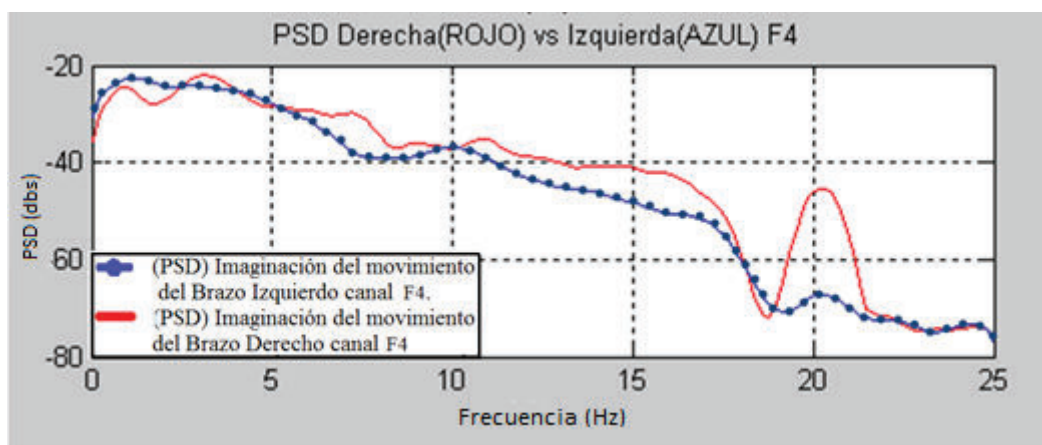


Figura 2.16: Características de PSD para la imaginación de movimiento del brazo derecho (rojo) frente a la imaginación de movimiento del brazo izquierdo (azul) para los canales F4.

2.7 DECISIÓN EN BASE A CARACTERÍSTICAS RELEVANTES BASALES

Una vez que se ha encontrado una característica como posible base para la futura toma de decisiones (en el caso de esta investigación, la desincronización de hemisferios en la banda de 20 Hz), es necesario realizar una prueba para determinar si dicha característica verdaderamente tiene consistencia como fuente de información confiable y sobre todo si representa y en qué grado el pensamiento desarrollado por el individuo.

Para realizar esta prueba se pide al paciente que desarrolle alguno de los estados mentales que ha practicado anteriormente, es decir, la imaginación del movimiento repetitivo de alguna de sus extremidades superiores pero que no manifieste su decisión sino que más bien luego de un respectivo análisis en tiempo diferido, la persona que tomo las señales sea capaz de descubrir en que pensaba el paciente.

Luego de procesar las señales los resultados se muestran en la Figuras 2.17, 2.18, 2.19 y 2.20 correspondientes a la estimación espectral para la adquisición de cuatro canales de EEG (C3, C4, F3, F4).

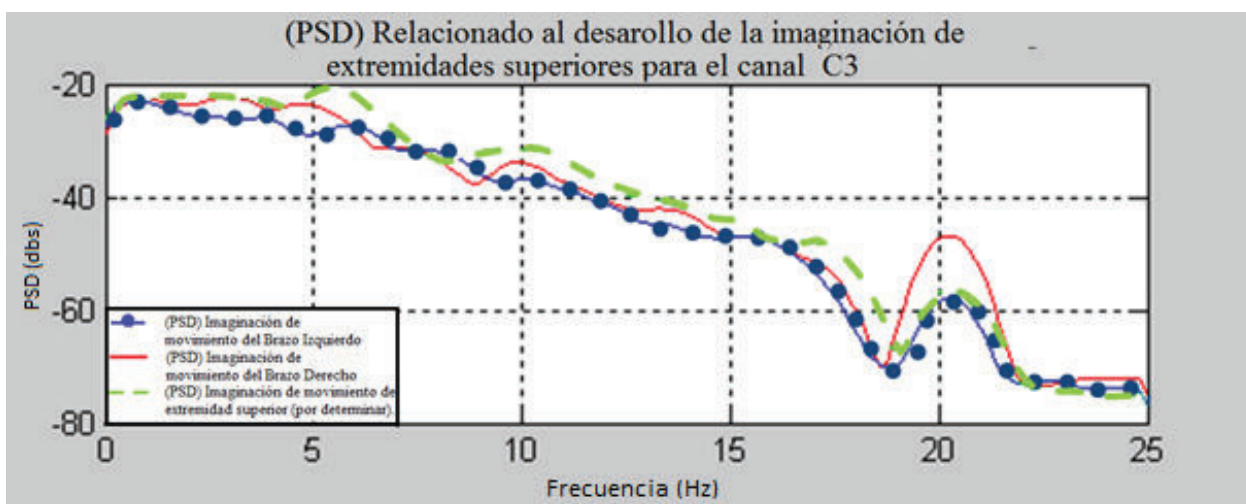


Figura 2.17: Características de PSD correspondientes a la imaginación del movimiento de extremidades superiores para el canal C3.

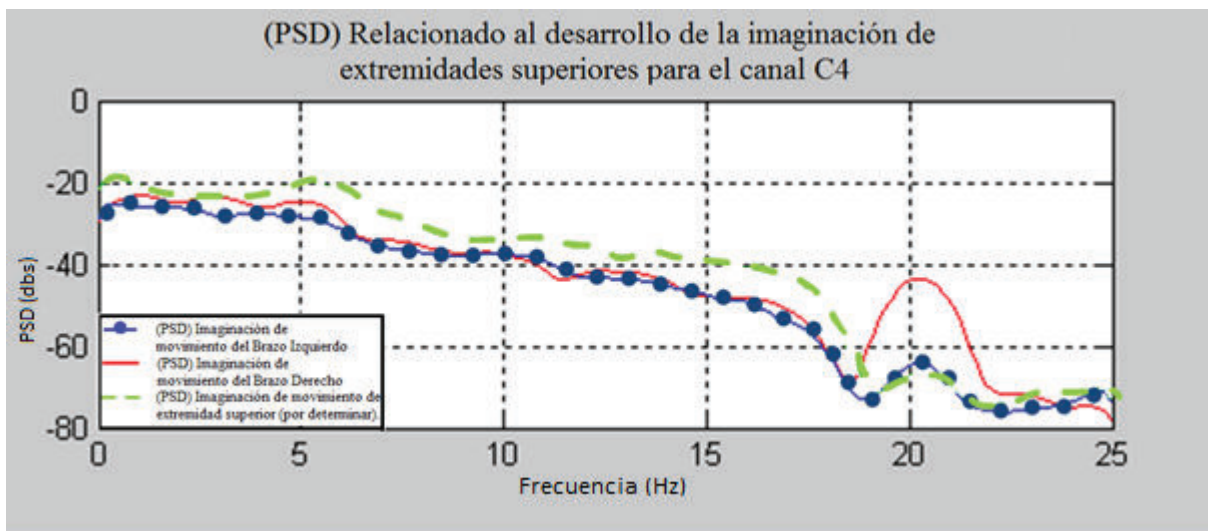


Figura 2.18: Características de PSD correspondientes a la imaginación del movimiento de extremidades superiores para el canal C4.

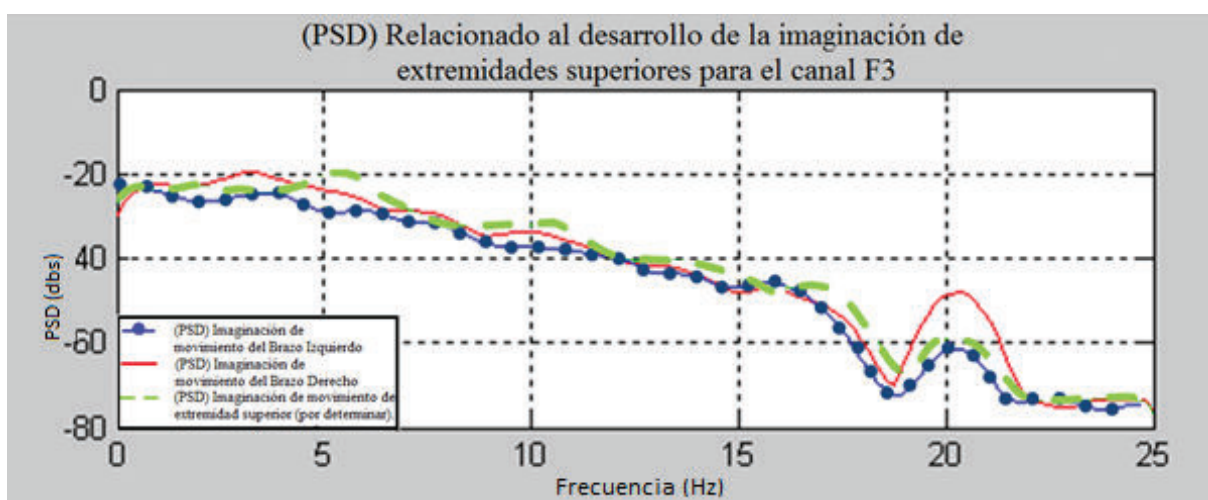


Figura 2.19: Características de PSD correspondientes a la imaginación del movimiento de extremidades superiores para el canal F3.

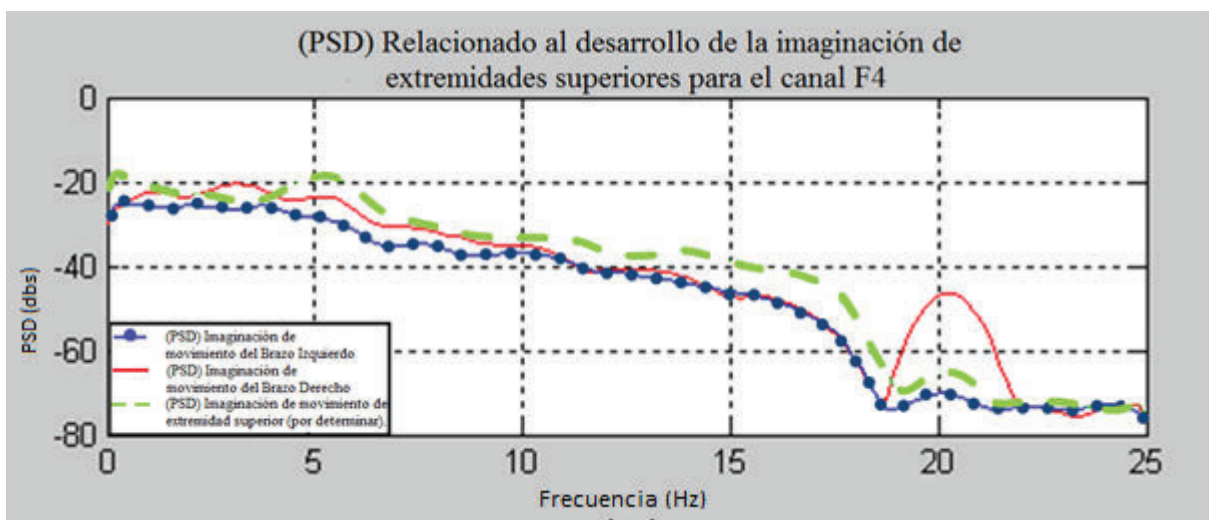


Figura 2.20: Características de PSD correspondientes a la imaginación del movimiento de extremidades superiores para el canal F4.

De los cuatro gráficos anteriores se desprende la siguiente conclusión. En los cuatro canales se puede observar por simple inspección que la señal desconocida (señal segmentada en verde) presenta una gran similitud con la señal correspondiente al de la imaginación del brazo izquierdo (señal punteada en azul). De esta manera, la persona que realiza el análisis puede decidir que efectivamente el paciente desarrollo este pensamiento.

Se comprobó posteriormente, preguntando al paciente, si realmente imaginó el movimiento del brazo izquierdo, siendo su respuesta afirmativa. Lo que constituye el primer logro dentro de la investigación.

La consecución de los resultados anteriores motiva a realizar pruebas más severas para determinar en primer lugar si las características encontradas se repiten y con cuanta frecuencia en la misma persona y en diferentes personas lo que se conoce como variabilidad interpersonal e intrapersonal. Este análisis validara el sistema de control desarrollado como universal o personal.

2.8 ELECCIÓN DE CANALES QUE PERMITEN LA MEJOR CLASIFICACIÓN

Si bien en primera instancia se decidió seleccionar los canales centrales y frontales como principal fuente de información ya que los mismos se encuentran localizados

en la zona pre motora y motora del córtex cerebral, zona relacionada con la imaginación y la ejecución de movimientos voluntarios como se explicó en la sección 1.3 del capítulo 1; cabe determinar experimentalmente si esta decisión es la más adecuada y que sucede en otras zonas cerebrales a fin de decidir definitivamente los canales que entregan información determinante.

A continuación se muestran algunos de los datos encontrados para una jornada de adquisición de datos (que en adelante se denominará SESION), para un paciente (al cual se denominará SUJETO). Para diferenciar las diferentes sesiones y los diferentes sujetos se utilizará una letra mayúscula del alfabeto español.

Una jornada de adquisición o una SESION se define como el proceso de colocación de electrodos, registro de datos de EEG y almacenamiento de datos para su posterior análisis.

SESION X

SUJETO A

Durante esta sesión se procede a tomar de 19 a 20 tomas de diez segundos de duración para los estados de relajación e imaginación del brazo izquierdo.

La sesión se realiza con el procedimiento descrito anteriormente en este capítulo y la adquisición se realiza con el equipo comercial usando un filtro FIR pasa banda digital entre cinco y cuarenta Hertz el cual se implementa en el interfaz del equipo comercial; el análisis está enfocado en las tres hipótesis de clasificación descritas en la sección 2.6 de este capítulo.

Se realiza el análisis de diez canales F3, F4, P3, P4, T3, T4, T5, T6, C3 y C4 cuya nomenclatura y ubicación en la corteza cerebral están definidas según el sistema 10/20 descrito y definido totalmente en la referencia [19].

En este punto el estudio se enfoca en analizar cuatro rangos de frecuencia ligados a los ritmos cerebrales de reposo (ondas alfa) y de vigilia (ondas beta), estos rangos son 8-9.8Hz y 10-12.8Hz que corresponden a la división de los ritmos alfa en dos partes, por otra parte los rangos 13-19.8Hz y 20-30Hz son el resultado de dividir los ritmos beta en dos partes, el objetivo de este seccionamiento es la de hacer un

análisis más enfocado en busca de características puntuales; en cada uno de estos rangos y para cada uno de los canales se pretende identificar qué frecuencia y con qué claridad se presentan las hipótesis de clasificación y como resultado de este análisis determinar y/o confirmar los canales de mayor peso de información.

El análisis posterior se centra en los picos de potencial (expresados en $\mu V^2/Hz$) desarrollados y registrados por los canales indicados en los rangos de frecuencia dispuestos luego de su análisis espectral mediante el método descrito en la sección 2.5.

La Tabla 2.1 muestra los valores pico de potencial para veinte tomas numeradas desde la 100 hasta la 121, número relacionado al orden mediante el que fue registrado por el equipo comercial, estas muestras están vinculadas al paciente (SUJETO A) mientras desarrolla el estado de reposo y son únicamente una muestra de cientos de muestras obtenidas las cuales se utilizan para demostrar el proceso de tratamiento al que fueron sometidas todas las muestras adquiridas.

Tabla 2.1: Valores pico ($\mu V^2/Hz$) obtenidos para diez canales, veinte tomas, para una persona en estado de reposo.

toma	Rangos de Frecuencia				Canales de Adquisición									
	8-9.8Hz	10-12.8Hz	13-19.8Hz	20-30Hz	F3	F4	P3	P4	T3	T4	T5	T6	C3	C4
100	37,1	24,4	4,9	1,9	9	11,9	13,7	57,8	2,3	2,8	3,2	10,3	4,7	6,9
101	7,5	5,1	3	1,4	6,1	3,9	3,3	1,8	2	1	3,4	1	4,4	2,6
102	19,1	14,1	3,4	1,5	8,7	10,9	4,9	10,9	2,7	2,8	5	6	6,3	9,6
103	17,4	21,6	4,8	2	9,1	7,2	8,8	11,2	4,5	2,7	3,7	2	8,2	7,9
104	5,8	3,9	2,7	1,2	3,8	2,2	2,2	1,9	1,9	0,8	1,6	1,1	2,9	1,8
105	4,3	11,4	4,8	1,9	6,9	6,4	5,2	6,8	5,4	3,8	5,1	3,5	7,6	6,7
106	38,2	58,3	7,4	4	21	25,9	11,4	67,7	8,9	6,3	6,9	11,6	13,7	13,9
107	14,8	24,7	4,4	2,3	11,3	16,6	7	13,6	4,6	3,2	3,2	6,4	8,5	10,8
108	9,3	14,3	3,7	2,2	5,3	4,5	3,3	7,2	2,4	1,7	2,9	2,6	4	3,8
109	17,7	18,4	3,4	1,5	9	10,2	6	9,2	4,3	5,6	7,8	11	8	12,4
110	4,6	8,5	3,1	1,4	2,3	2,3	3,8	3,7	1,1	0,6	1,4	1,1	1,8	1,7
111	6,4	3,4	2,4	1,4	4,5	4	2	3,8	1,6	1,1	1	1,2	3,6	3,5
113	22,5	38,4	6	2,3	12,6	11,7	10,8	24,4	8,7	5	10,4	4,7	17,7	14,3
114	17,2	19,9	4,8	2	7,5	9,6	6,4	11,2	4,4	2,9	3,2	2,4	8,9	9,4
115	16	14	4,2	1,6	8,1	7,1	6,2	10	3,7	2,5	4,1	3,2	6,5	5,8
117	22,6	36,4	6,3	2,7	10,9	11	20,7	33,3	4,5	2,8	8,1	6,4	9	7,8
118	22,6	46,3	6,6	4,7	7,4	7,5	20,2	40,4	2,9	2,5	4,6	6,6	4,7	5,8
120	26,6	57,7	5,4	2,8	9,7	11	14,8	72,1	3,6	2,8	7	19,7	5,8	7,2
121	14,5	68,7	7,2	4,9	6,8	8,3	10,9	45,3	2,8	2,7	4,6	5,9	4,7	5

Es necesario determinar el pico de potencial más común, si existe, que se alcanza a registrar y en qué frecuencia se registra en cada canal.

Para llevar a cabo esta tarea se procede a crear cinco intervalos o clases iguales, cada clase está identificada por un límite inferior, un límite superior y un valor medio conocido como marca de clase, para determinar estas clases se utiliza el valor máximo y mínimo del potencial de cada canal, conocido este intervalo se lo divide en cinco partes iguales determinando los límites de cada clase.

Luego de conocidas las clases se procede a ubicar todos los datos de potencial registrados por el canal dentro de estas clases, el número de datos dentro de cada clase se conoce como frecuencia de clase absoluta, la sumatoria de las frecuencias absolutas es conocida frecuencia acumulada. Por otro lado, el porcentaje de datos dentro de cada clase con respecto al total de datos se conoce como frecuencia relativa absoluta de clases y la sumatoria de las frecuencias relativas absolutas de clase se conoce como frecuencias relativas acumuladas.

El cálculo de las frecuencias de clase y relativas tanto absolutas como acumuladas se conoce como el cálculo de frecuencias de distribución; este cálculo da una idea clara de cuál es la clase o rango donde se concentra la mayor cantidad o porcentaje de potencial.

El cálculo de las frecuencias de distribución se realiza mediante la utilización de una hoja de cálculo y se obtienen los resultados de la Tabla 2.2 correspondientes al estado de reposo para los canales frontales F3 y F4.

Puede apreciarse en el caso del canal F3 que existe un 53% de probabilidad que los picos desarrollados se encuentren en un rango de 5,95 y 9,65 $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$ (Intervalo 2). Por otra parte el canal F4 presenta un 47% de concentración en picos entre 6,85 y 11,55 $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$ (Intervalo 2).

Brevemente puede concluirse que existe cierta desincronización leve de los canales ya que tomando como referencia la marca de clase del intervalo 2 de cada canal que corresponde al intervalo con la mayor concentración de datos, F4 es superior (9.2 $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$) a F3 (7.8 $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$) lo cual en primera instancia llevaría a concluir que el paciente no logra un estado de relajación pleno ya que se esperaría que estos valores sean más cercanos entre sí o idealmente iguales.

Tabla 2.2: Frecuencias de distribución para datos obtenidos para canales frontales (F3, F4) para una persona en estado de reposo.

F3 intervalo	Límites de cada clase		Marca de clase	Frecuencias de clase		frecuencias relativas	
	inferior	superior		absoluta	acumulada	absoluta	acumulada
1	2,25	5,95	4,1	4	4	21%	21%
2	5,95	9,65	7,8	10	14	53%	74%
3	9,65	13,35	11,5	4	18	21%	95%
4	13,35	17,05	15,2	0	18	0%	95%
5	17,05	21,05	19,05	1	19	5%	100%
				19			
F4 intervalo	Límites de cada clase		Marca de clase	Frecuencias de clase		frecuencias relativas	
	inferior	superior		absoluta	acumulada	absoluta	acumulada
1	2,15	6,85	4,5	6	6	32%	32%
2	6,85	11,55	9,2	9	15	47%	79%
3	11,55	16,25	13,9	2	17	11%	89%
4	16,25	20,95	18,6	1	18	5%	95%
5	20,95	25,95	23,45	1	19	5%	100%
				19			

Un análisis similar se desarrolla para los canales P3 y P4, Tabla 2.3. Puede apreciarse que el canal P3 desarrolla mayormente potenciales entre picos de 1,95 y 5,65 $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$ (intervalo 1) mientras que el canal P4 desarrolla mayormente picos entre 1,75 y 15,85 $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$ (intervalo 1). Haciendo referencia en la marca de clase del intervalo 1 de estos canales se concluye que la desincronización de estos canales es elevada ($P3 = 3.8 \mu\text{V}^2/\text{Hz}$, $P4 = 8.8 \mu\text{V}^2/\text{Hz}$) lo que no refleja el estado de reposo del paciente, por tal razón se podría determinar que este par de canales no aporta la información requerida y esperada para nuestro propósito.

Tabla 2.3: Frecuencias de distribución para datos obtenidos para canales parietales (P3, P4) para una persona en estado de reposo.

P3 intervalo	Límites de cada clase		Marca de clase	Frecuencias de clase		frecuencias relativas	
	inferior	superior		absoluta	acumulada	absoluta	acumulada
1	1,95	5,65	3,8	7	7	37%	37%
2	5,65	9,35	7,5	5	12	26%	63%
3	9,35	13,05	11,2	3	15	16%	79%
4	13,05	16,75	14,9	2	17	11%	89%
5	16,75	20,75	18,75	2	19	11%	100%
				19			
P4 intervalo	Límites de cada clase		Marca de clase	Frecuencias de clase		frecuencias relativas	
	inferior	superior		absoluta	acumulada	absoluta	acumulada
1	1,75	15,85	8,8	12	12	63%	63%
2	15,85	29,95	22,9	1	13	5%	68%
3	29,95	44,05	37	2	15	11%	79%
4	44,05	58,15	51,1	2	17	11%	89%
5	58,15	72,25	65,2	2	19	11%	100%
				19			

Se concluye al final de los análisis anteriores que los mejores canales para la obtención de datos al menos en estado de relajación son los frontales en contraparte a los parietales. Otra observación importante es que no se puede esperar una sincronización exacta de hemisferios y que es suficiente una aproximación muy cercana ($3 \text{ uV}^2/\text{Hz}$ o menor) entre ellos cuando se desarrolla un estado de reposo.

De igual forma se procede al análisis de los diferentes canales ahora desarrollando la imaginación del brazo izquierdo a fin de detectar en que canales se presenta mayor cambio con respecto al estado de reposo.

En la Tabla 2.4, se presentan los resultados obtenidos para los canales frontales (F3, F4), de esos resultados se desprenden las siguientes observaciones; en ambos canales los picos de potencial aumentan en relación con los potenciales desarrollados en el estado de reposo es así que el canal F3 posee una marca de clase de $7.8 \text{ uV}^2/\text{Hz}$ en el intervalo de mayor concentración (intervalo 2) para el estado de reposo y desarrolla un potencial de $9.45 \text{ uV}^2/\text{Hz}$ para el mismo intervalo en las tomas relacionadas con la imaginación del movimiento del brazo izquierdo, de

de $8.8 \mu V^2/Hz$ para el mismo intervalo en las tomas relacionadas con la imaginación del movimiento del brazo izquierdo, de igual forma para el canal P4 que en estado de reposo desarrolla una marca de clase de $8.8 \mu V^2/Hz$ en el intervalo de mayor concentración (intervalo 1) y $23.65 \mu V^2/Hz$ para el caso de la imaginación del movimiento del brazo izquierdo. Otro aspecto interesante es notar que para ambos canales, el intervalo de mayor concentración cambio de ser el intervalo 1 a ser el intervalo 2, además el potencial desarrollado por el canal par P4 es superior al impar P3 que es lo que se espera para el desarrollo de la imaginación del movimiento del brazo izquierdo.

Tabla 2.5: Frecuencias de distribución para datos obtenidos para canales parietales para una persona imaginando el movimiento del brazo izquierdo.

P3 intervalo	Límites de cada clase		Marca de clase	Frecuencias de clase		frecuencias relativas	
	inferior	superior		absoluta	acumulada	absoluta	acumulada
1	4,15	13,45	8,8	5	5	28%	28%
2	13,45	22,75	18,1	5	10	28%	56%
3	22,75	32,05	27,4	7	17	39%	94%
4	32,05	41,35	36,7	0	17	0%	94%
5	41,35	51	46,175	1	18	6%	100%
				18			
P4 intervalo	Límites de cada clase		Marca de clase	Frecuencias de clase		frecuencias relativas	
	inferior	superior		absoluta	acumulada	absoluta	acumulada
1	10,45	36,85	23,65	4	4	22%	22%
2	36,85	63,25	50,05	7	11	39%	61%
3	63,25	89,65	76,45	4	15	22%	83%
4	89,65	116,05	102,85	2	17	11%	94%
5	116,05	142,75	129,4	1	18	6%	100%
				18			

Sin embargo, se consideró previamente que los canales parietales no brindaban información clara en el caso del estado de reposo, todo lo contrario a lo que ocurre en el caso del movimiento a la izquierda.

Esta ambigüedad determina la necesidad de realizar este análisis para el resto de canales para los diferentes estados mentales desarrollados y concluir al final; este trabajo se desarrolló totalmente y arrojó los resultados mostrados a continuación,

dichos resultados se obtienen luego de comparar los estados de relajación e imaginación del movimiento del brazo izquierdo.

1.- Las frecuencias en las que se notó más diferencia entre ambos estados son los rangos de 8 a 9,8Hz y el rango de 20 a 30Hz, en el caso del primer rango, se registra un 63% de concentración de potenciales que alcanzan valores entre 4,25 a 17,85 ($\mu\text{V}^2/\text{Hz}$) pico para cuando el paciente se encuentra en estado de relajación mientras que cuando el paciente desarrolla la imaginación del movimiento del brazo izquierdo en el mismo rango existe una concentración del 61% de potenciales que alcanzan valores desde 13,45 a 25,45 ($\mu\text{V}^2/\text{Hz}$) como se aprecia en la tabla 2.6, una característica similar se desarrolla para el rango de 20 a 30Hz donde en estado de relajación se desarrollan picos de potencial entre 1,15 a 2,55 ($\mu\text{V}^2/\text{Hz}$) mientras que para la imaginación del brazo izquierdo se desarrollan potenciales entre 2,45 a 3,65 ($\mu\text{V}^2/\text{Hz}$), Tabla 2.6.

Tabla 2.6: Variación de potencial en dos rangos de frecuencia en el desarrollo de dos estados mentales (relajación e imaginación del movimiento del brazo izquierdo).

frecuencia	Estado Mental	Pico de potencial	Porcentaje
8-9,8Hz	relajación	4,25-17,85	63%
	Izquierda	13,45-25,45	61%
20-30Hz	relajación	1,15-2,55	74%
	Izquierda	2,45-3,65	50%

Las diferencias se desarrollan en los rangos característicos de **ondas alfa** (10Hz estado de relajación) y de **ondas beta** (20Hz estado de vigilia).

2.- Comparaciones de picos de potencial entre canales de hemisferios opuestos al desarrollar uno de los estados mentales estudiados (relajación, imaginación del movimiento del brazo izquierdo).

2.1 Los canales **Frontales (F3vsF4)** presentan **alta sincronización en el estado de relajación** (la máxima distancia entre picos de potencial es menor a 3 $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$) aunque se presenta levemente superior el canal F4 correspondiente al registro del hemisferio derecho de la corteza cerebral.

2.2 Los canales **Frontales (F3vsF4)** al desarrollar la imaginación del movimiento del brazo izquierdo presentan **des-sincronización no significativa** (la máxima distancia entre picos de potencial es menor a $3 \mu\text{V}^2/\text{Hz}$) siendo levemente superior el registro del canal F4 referente al registro del hemisferio derecho de la corteza cerebral.

2.3 Los canales **Parietales (P3vsP4)** presentan **sincronización al desarrollar el estado de relajación** (la máxima distancia entre picos de potencial es menor a $3 \mu\text{V}^2/\text{Hz}$) siendo levemente superior el hemisferio derecho de la corteza cerebral.

2.4 Los canales **Parietales (P3vsP4)** al desarrollar la imaginación del movimiento del brazo izquierdo desarrollan **gran des-sincronización** (la distancia entre picos de potencial es mayor a $5 \mu\text{V}^2/\text{Hz}$) siendo superior el registro de potencial del canal P4 referente al hemisferio derecho de la corteza cerebral.

2.5 Los canales **Temporales (T3vsT4)** presentan **sincronización en el estado de relajación** (la máxima distancia entre picos de potencial es menor a $3 \mu\text{V}^2/\text{Hz}$) aunque resulta superior el registro del canal T3 correspondiente al hemisferio izquierdo de la corteza cerebral.

2.6 Los Canales **Temporales (T3vsT4)** al desarrollar la imaginación del movimiento del brazo izquierdo presentan **sincronización** (la máxima distancia entre picos de potencial es menor a $3 \mu\text{V}^2/\text{Hz}$) siendo levemente superior el registro del canal T3 correspondiente al hemisferio izquierdo de la corteza cerebral de la corteza cerebral.

2.7 Los canales **Temporales (T5vsT6)** se presentan **sincronizados durante el estado de relajación** (la máxima distancia entre picos de potencial es menor a $3 \mu\text{V}^2/\text{Hz}$) aunque el registro del canal T6 es levemente superior y corresponde al registro del hemisferio derecho de la corteza cerebral.

2.8 Los canales **Temporales (T5vsT6)** al desarrollar la imaginación del movimiento del brazo izquierdo presentan **des-sincronización**

considerable entre ambos (la distancia entre picos de potencial es mayor a $3 \text{ uV}^2/\text{Hz}$) siendo superior el registro del canal T6 correspondiente al hemisferio derecho de la corteza cerebral.

2.9 Los canales **Centrales (C3vsC4)** se encuentran **altamente sincronizados durante el estado de relajación** (la máxima distancia entre picos de potencial es menor a $2 \text{ uV}^2/\text{Hz}$) aunque se presenta levemente superior el registro del canal C4 correspondiente al hemisferio derecho.

2.10 Los canales **Centrales (C3vsC4)** al **desarrollar la imaginación del movimiento del brazo izquierdo se encuentran levemente sincronizados** (la máxima distancia entre picos de potencial es menor a $4 \text{ uV}^2/\text{Hz}$), siendo superior el registro del canal C4 correspondiente al hemisferio derecho de la corteza cerebral.

De lo anterior puede concluirse que **los canales centrales así como los frontales y los parietales (T5, T6) cumplen con la segunda hipótesis** (sección 2.6 capítulo 2).

A continuación se muestran los datos obtenidos luego de comparar el pico de potencial que se registra en cada canal en los diferentes estados mentales (reposo, imaginación del movimiento del brazo izquierdo), esto se realiza para determinar que canales aportan información relevante asociada al cumplimiento de la tercera hipótesis (sección 2.6, Capítulo 2).

3.- Comparación entre electrodos del mismo hemisferio y misma denominación en diferente estado

3.1.- F3 registra una caída de potencial cuando se desarrolla la imaginación del movimiento del brazo izquierdo con respecto al estado de relajación (de $5,95-9,65$ a $4,35-7,75 \text{ uV}^2/\text{Hz}$), el porcentaje de datos que obtienen estos potenciales es mayor a la mitad (Tabla 2.7).

Tabla 2.7: Variación del pico de potencial y porcentaje de concentración de datos para el desarrollo de dos estados mentales referentes al registro del canal F3.

Estado	Potencial	Porcentaje
relajación	5,95-9,65	53%
Izquierda	4,35-7,75	50%

3.2.- En F4 se evidencia el aumento de porcentaje de datos (de 79% a 94%) que desarrollan picos de potencial levemente mayores (diferencia menor a 3 $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$) a los potenciales registrados durante el estado de relajación o reposo (Tabla 2.8).

Tabla 2.8: Variación del pico de potencial y porcentaje de concentración de datos para el desarrollo de dos estados mentales referentes al registro del canal F4.

Estado	Potencial	Porcentaje
relajación	2,15-11,55	79%
Izquierda	4,35-12,55	94%

El aumento de potencial de F4 implica la imaginación del movimiento del brazo izquierdo al igual que la disminución de potencial de F3 porque son complementarios, este método serviría para el control ya que se cumple claramente con la tercera hipótesis.

3.3.- P3 registra una elevación de potencial cuando se desarrolla la imaginación del movimiento del brazo izquierdo con respecto a los potenciales desarrollados durante el estado de relajación, el porcentaje de datos que desarrollan esta característica es mayor al 60% en ambos casos (Tabla 2.9).

Tabla 2.9: Variación del pico de potencial y porcentaje de concentración de datos para el desarrollo de dos estados mentales referentes al registro del canal P3.

Estado	Potencial	Porcentaje
relajación	1,95-9,35	63%
Izquierda	13,45-32,05	67%

3.4.- P4 registra un mayor potencial al desarrollarse la imaginación del brazo izquierdo con respecto al estado de reposo (Tabla 2.10).

Tabla 2.10: Variación del pico de potencial y porcentaje de concentración de datos para el desarrollo de dos estados mentales referentes al registro del canal P4.

Estado	Potencial	Porcentaje
relajación	1,75-15,85	63%
Izquierda	10,45-89,65	83%

Puede apreciarse que los canales parietales **no cumplen con la tercera hipótesis** (sección 2.6 Capítulo 2) ya que se esperaría que el canal P4 aumente su potencial mientras que el canal P3 lo disminuya, en lugar de eso, ambos registran elevación de potencial.

3.5.- T3 registra una leve caída de potencial (menor a $2 \mu V^2/Hz$) durante la imaginación del movimiento del brazo izquierdo con respecto al estado de relajación (Tabla 2.11).

Tabla 2.11: Variación del pico de potencial y porcentaje de concentración de datos para el desarrollo de dos estados mentales referentes al registro del canal T3.

Estado	Potencial	Porcentaje
relajación	1,05-5,85	89%
Izquierda	1,55-4,85	89%

3.6.- T4 revela el aumento de potenciales registrados durante la imaginación del movimiento del brazo izquierdo con respecto al estado de relajación (Tabla 2.12).

Tabla 2.12: Variación del pico de potencial y porcentaje de concentración de datos para el desarrollo de dos estados mentales referentes al registro del canal T4.

Estado	Potencial	Porcentaje
relajacion	0,55-3,85	84%
Izquierda	1,05-4,65	94%

Puede apreciarse que los canales Temporales **no cumplen con la tercera hipótesis** al igual que lo ocurrido con los canales parietales.

3.7.- T5 registra una caída de potencial durante el desarrollo de la imaginación del movimiento del brazo izquierdo con respecto al estado de relajación (Tabla 2.13).

Tabla 2.13: Variación del pico de potencial y porcentaje de concentración de datos para el desarrollo de dos estados mentales referentes al registro del canal T5.

Estado	Potencial	Porcentaje
relajación	0,95-8,55	95%
Izquierda	1,15-6,85	100%

3.8.- T6 registra un incremento en la amplitud desarrollada durante la imaginación del movimiento del brazo izquierdo con respecto al estado de relajación (Tabla 2.14).

Tabla 2.14: Variación del pico de potencial y porcentaje de concentración de datos para el desarrollo de dos estados mentales referentes al registro del canal T6.

Estado	Potencial	Porcentaje
relajación	0,95-12,05	95%
Izquierda	1,05-13,65	100%

3.9.- C3 registra una disminución leve del pico de potencial alcanzado durante el desarrollo de la imaginación del movimiento del brazo izquierdo con respecto al estado de relajación (de 1,75-8,15 a 2,65-7,45 $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$) (Tabla 2.15).

Tabla 2.15: Variación del pico de potencial y porcentaje de concentración de datos para el desarrollo de dos estados mentales referentes al registro del canal C3.

Estado	Potencial	Porcentaje
relajación	1,75-8,15	68%
Izquierda	2,65-7,45	83%

3.10.- C4 registra un aumento de los picos de potencial durante el desarrollo de la imaginación del brazo derecho con respecto al estado de relajación, esto se refleja ya que el límite mínimo de potencial sube de 1,65 $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$ en estado de relajación a 2,95 $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$ al imaginar el movimiento; además, el

porcentaje de datos que registran esta característica sube de 84% a 94% (Tabla 2.16).

Tabla 2.16: Variación del pico de potencial y porcentaje de concentración de datos para el desarrollo de dos estados mentales referentes al registro del canal C4.

Estado	Potencial	Porcentaje
relajacion	1,65-11,65	84%
Izquierda	2,95-11,65	94%

Puede apreciarse por ejemplo que los canales parietales no cumplen con la tercera hipótesis pero si con la primera y la segunda.

Los canales centrales cumplen con la primera y segunda hipótesis pero no con la tercera.

Los canales frontales cumplen con la primera y tercera hipótesis pero no con la segunda.

En base a los resultados anteriores se concluye que los canales que brindan información coherente con las hipótesis de clasificación seleccionadas son los centrales y los frontales.

2.9 ESTADÍSTICAS (FORMACIÓN DE NUBES DE PROBABILIDAD)

En esta sección se presentan el procedimiento realizado para establecer si las características encontradas en la sección anterior (2.8) se desarrollan siempre o en qué porcentaje, para realizar este trabajo se usan los datos obtenidos para una persona en una sesión de adquisición.

SESION A

SUJETO A

A continuación se muestran diez tomas para cada estado desarrollado (imaginación del movimiento del brazo derecho e imaginación del movimiento del brazo izquierdo) realizadas a un paciente (denominado SUJETO A) durante una sesión de adquisición.

Número de la toma:

Prueba1-10 (Imaginación del movimiento del brazo derecho)

Prueba1-10 (Imaginación del movimiento del brazo izquierdo)

En la Figura 2.21 se muestran las características de las diez tomas recogidas en la banda de 20Hz al desarrollar dos estados mentales, imaginación del movimiento del brazo derecho e izquierdo, dichas tomas pertenecen al registro obtenido mediante el canal central C3, a simple vista puede apreciarse que en las diez tomas el potencial registrado cuando el paciente imagina el movimiento del brazo derecho (señal en rojo) es mayor al potencial desarrollado cuando el paciente imagina el movimiento del brazo izquierdo (señal en azul), los datos referentes a los picos de potencial de estas muestras son tabulados y mostrados en la Tabla 2.17.

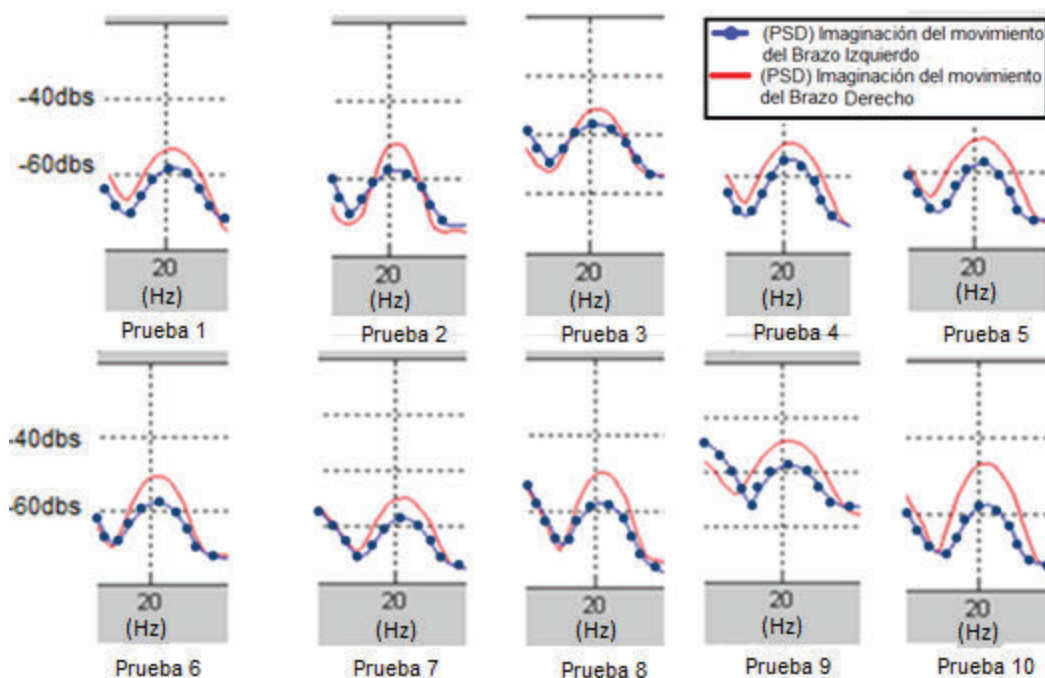


Figura 2.21: Características de PSD del canal C3 en dos estados de imaginación de extremidades (derecha rojo, izquierda azul).

Tabla 2.17: Cálculo de probabilidad para 10 registros de EEG canal C3 en dos intensiones de movimiento en ritmos beta.

Análisis para el Canal C3, Imaginación del movimiento del brazo Derecho (Señal en Rojo) vs Imaginación del movimiento del brazo Izquierdo (Señal en Azul).							Características	
Prueba	Frecuencia inferior (Hz)	Frecuencia superior (Hz)	Frecuencia central (Hz)	Pico (db's) señal Roja	Pico (db's) señal Azul	Rango (db's) diferencia entre picos	Pico Señal Azul > Pico Señal Roja	Pico Señal Roja > Pico Señal Azul
1	18,5	21,5	20	-52,5	-57,5	5	0	0,1
2	19	21,5	20	-50	-57,5	7,5	0	0,1
3	19	21,5	20	-52,5	-57,5	5	0	0,1
4	18	22	20	-52,5	-57,5	5	0	0,1
5	18	22	20	-50	-57,5	7,5	0	0,1
6	18	22	20	-50	-57,5	7,5	0	0,1
7	18	22	20	-47,5	-56,6	9,1	0	0,1
8	19	22	20	-47,5	-57,5	10	0	0,1
9	17,5	22	20	-46	-57,5	11,5	0	0,1
10	17,5	22	20	-44	-57,5	13,5	0	0,1
Media	18,25	21,85		-49,25	-57,41	8,16	0	1
Probabilidad							0	100

En la Tabla 2.17 se numera cada una de la tomas bajo la columna llamada Prueba, se muestran los valores de límites de frecuencia inferior y superior para cada muestra así como el de la frecuencia central que es la frecuencia a la que se registra el pico de potencial, además, las columnas pico (db's) indican el valor pico en decibeles que alcanzan las señales, la columna rango (db's) muestra la diferencia entre los picos de las señales. En la columna pico señal azul > pico señal roja se otorga un peso igual 0,1 cuando se cumple la condición mencionada y un peso de 0 cuando no la cumple, lo mismo se realiza en el caso de la columna señal roja > señal

azul, estos pesos ayudan a determinar al final cual es el porcentaje y con este la probabilidad con la que se presentan la característica a la que está asociado destacando que la característica de variación de potencial registrado por un canal respecto al desarrollo de la imaginación de las extremidades es la base de la tercera hipótesis que se plantea en la sección 2.6 de este capítulo, en otras palabras se busca establecer la probabilidad que existe de hallar dicha hipótesis en un conjunto de muestras.

De los datos presentes en la Tabla 2.17 se desprenden muchos aspectos interesantes, en primer lugar la frecuencia en la cual se desarrolla la característica, frecuencia definida en 20 Hz lo que corresponde a ritmos beta característicos de un estado de vigilia, el segundo aspecto importante es la superioridad en cuanto al pico de potencial que presenta el canal cuando se realiza la imaginación del movimiento del brazo derecho. Por último está el dato de probabilidad que en esta sesión indica un cien por ciento lo que lleva a pensar que la característica se desarrolla siempre.

Un análisis semejante al realizado para los registros del canal C3 se realiza para los registros del canal central (C4) en los dos estados mentales (imaginación del movimiento del brazo izquierdo y derecho), los potenciales obtenidos para las muestras mencionadas se muestran en la Figura 2.22.

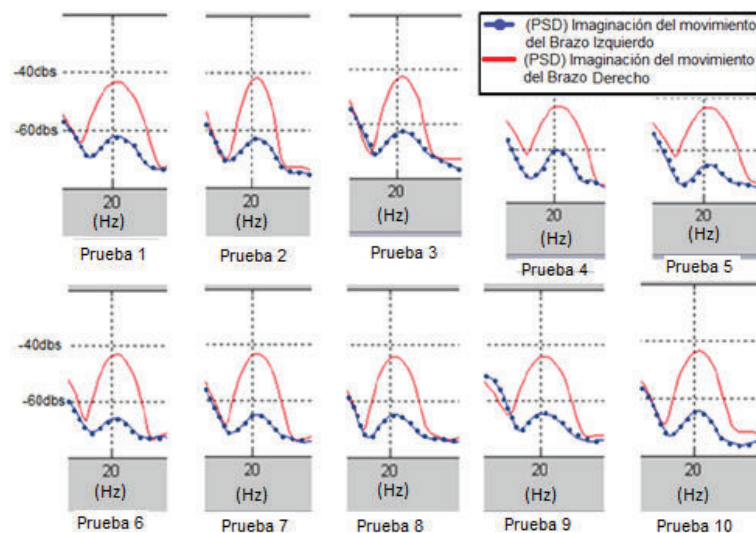


Figura 2.22: Características de PSD del canal C4 en dos estados de imaginación de extremidades (derecha rojo, izquierda azul).

Tabla 2. 18: Cálculo de probabilidad para 10 registros de EEG canal C4 en dos intensiones de movimiento en ritmos beta.

Análisis para el Canal C4, Imaginación del movimiento del brazo Derecho (Señal en Rojo) vs Imaginación del movimiento del brazo Izquierdo (Señal en Azul).							Características	
Prueba	Frecuencia Inferior (Hz)	Frecuencia superior (Hz)	Frecuencia central (Hz)	db's Pico señal Roja	db's Pico señal Azul	Rango (db's) diferencia entre picos	Pico Señal Azul > Pico Señal Roja	Pico Señal Roja > Pico Señal Azul
1	18	22,5	20	-45	-62,5	17,5	0	0,1
2	18	21	20	-42,5	-62,5	20	0	0,1
3	19	21	20	-42,5	-62,5	20	0	0,1
4	17,5	21,5	20	-42,5	-60	17,5	0	0,1
5	17,5	22,5	20	-42,5	-65	22,5	0	0,1
6	19	21	20	-42,5	-65	22,5	0	0,1
7	19,5	21	20	-42,5	-65	22,5	0	0,1
8	19	21	20	-42,5	-65	22,5	0	0,1
9	19,5	21	20	-42,5	-65	22,5	0	0,1
10	19,5	22,5	20	-42,5	-65	22,5	0	0,1
Media	18,65	21,5		-42,75	-63,75	21	0	1
Probabilidad							0	100

De la Figura 2.22 y la Tabla 2.18 se desprenden los siguientes resultados, en primer lugar, los picos de potencial registrados por el canal C4 al desarrollar la imaginación del brazo derecho (señal en rojo) son mayores a los potenciales registrados al desarrollar la imaginación de movimiento del brazo izquierdo (señal en azul), caso similar a lo ocurrido en el análisis del canal C3, en segundo lugar es evidente que la diferencia de picos (columna Rango (db's)) desarrollados en ambos estados mentales estudiados es mayor en el caso del canal C4. Por último, la probabilidad de

desarrollar esta característica (variación del pico de potencial registrado por un canal en dos estados de imaginación de movimiento –tercera hipótesis-) es del 100%.

Haciendo un paréntesis, podría cuestionarse que sucede con el resto de rangos de frecuencias, porque no se considera su estudio, y en respuesta a esa interrogante se dice que debido a presentarse una característica tan evidente (alta variación en el pico de potenciales desarrollados al imaginar el movimiento de una extremidad con respecto a la otra y una probabilidad del 100% de desarrollar esta característica) en el rango de los 20Hz se ha relegado pero no se ha descartado el resto del espectro de frecuencias, a continuación en la Figura 2.23 se muestran las características de PSD para diez muestras en otro rango de frecuencias que son consideradas como críticas o importantes.

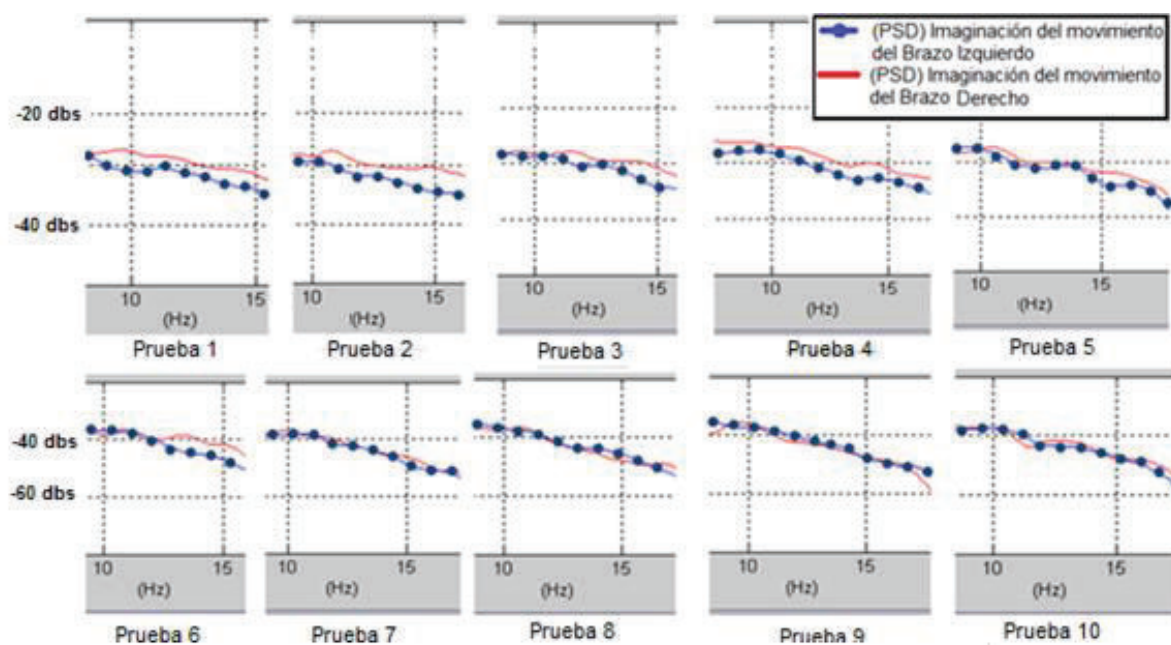


Figura 2.23: Características de PSD del canal C4 en dos estados de imaginación de extremidades (derecha rojo, izquierda azul) en ritmos alfa.

Tabla 2.19: Cálculo de probabilidad para 10 registros de EEG canal C4 en dos intensiones de movimiento en ritmos alfa.

Análisis para el Canal C4, Imaginación del movimiento del brazo Derecho (Señal en Rojo) vs Imaginación del movimiento del brazo Izquierdo (Señal en Azul).							Características	
Prueba	Frecuencia Inferior (Hz)	Frecuencia superior (Hz)	Frecuencia central (Hz)	db's Pico señal Roja	db's Pico señal Azul	Rango (db's) diferencia entre picos	Pico Señal Azul > Pico Señal Roja	Pico Señal Roja > Pico Señal Azul
1	9	15,5	10	-35	-42	7	0	0,1
2	9	16	11	-37	-40	3	0	0,1
3	10	15,5	12	-35	-40	5	0	0,1
4	8,5	15	11	-35	-40	5	0	0,1
5	10	15,5	11	-33	-38	5	0	0,1
6	12,5	15,5	11	-36	-37	1	0	0,1
7	11	13	11	-38	-39	0	0,1	0
8	13	15	11	-36	-37	1	0	0,1
9	10,5	13	11	-37	-36	1	0,1	0
10	12	14	11	-39	-38	1	0,1	0
Media	10,55	14,8		-36,1	-38,7	2,9		1
Probabilidad							30	70

Como aspecto importante de los datos de la tabla 2.19 y de la figura 2.23 puede apreciarse que los potenciales registrados producto del desarrollo de la imaginación del movimiento de las extremidades superiores no es tan evidente como los encontrados y registrados en la tabla 2.18 y la figura 2.22, esto se evidencia en la columna referente a Rango (db's) ya que en el caso de la tabla 2.19 la diferencia de picos entre los estados mentales alcanza un valor máximo de 7 mientras que para la misma columna de datos en la tabla 2.18, la diferencia alcanza valores hasta de 22; esta comparación es posible ya que las pruebas utilizadas corresponden al registro

del mismo canal (C4). Puede apreciarse además que no existe una supremacía de potencial de alguno de los estados mentales desarrollados, esto se refleja en una menor probabilidad 70% en el estudio del rango de 10-15Hz (Tabla 2.19) frente a la obtenida en el análisis del rango alrededor de 20Hz (100% Tabla 2.18). Esto sugiere que si bien la característica se presenta, su presencia es menos clara.

Los datos de las Tablas 2.17, 2.18 y Figuras 2.21, 2.22 demuestran la existencia de una característica y su alto grado de probabilidad de desarrollarse al menos en una sesión, posteriormente se determinara la probabilidad de que esta se repita en diferentes sesiones y con diferentes sujetos (sección 2.10).

Por otro lado, el análisis en el que se centra este trabajo es la desincronización de hemisferios opuestos (segunda hipótesis), dejando para un segundo plano la variación de potencial del mismo hemisferio (tercera hipótesis), a continuación en la Figura 2.24 se muestran las características de PSD de cuatro tomas de los canales C3 y C4 (sobrepuestos) correspondientes al registro de potencial de hemisferios cerebrales opuestos en la banda de 20Hz cuando el paciente desarrolla la imaginación del movimiento del brazo derecho.

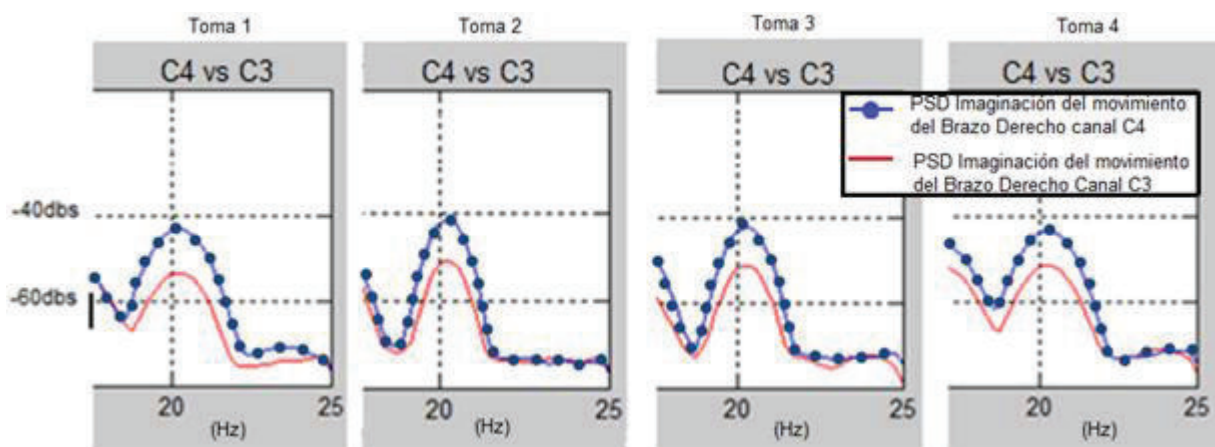


Figura 2.24: PSD de cuatro tomas cuando se imagina el movimiento del brazo derecho para los canales centrales (C3, C4).

En la Figura 2.25 se muestran las características de PSD de cuatro tomas de los canales F3 y F4 (sobrepuestos) correspondientes al registro de potencial de

hemisferios cerebrales opuestos en la banda de 20Hz cuando el paciente desarrolla la imaginación del movimiento del brazo derecho.

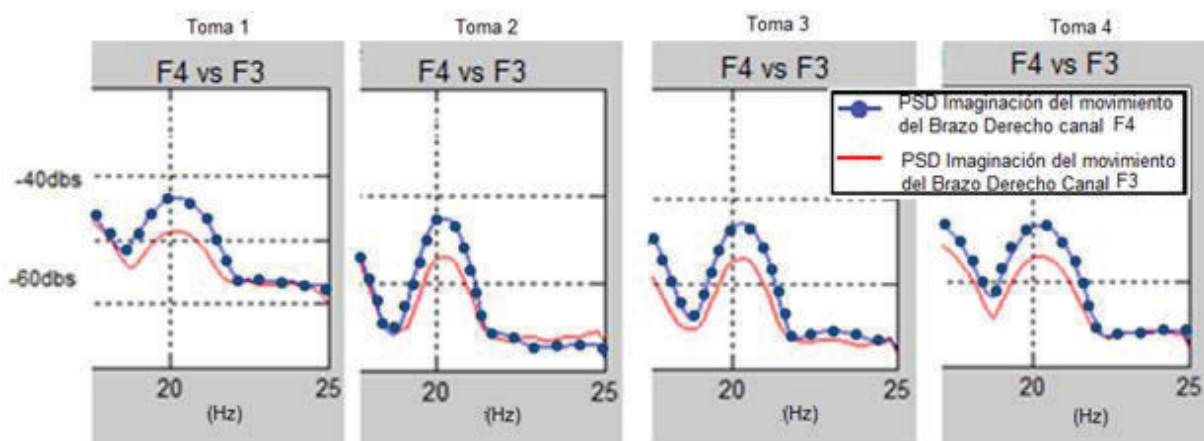


Figura 2.25: PSD de cuatro tomas cuando se imagina el movimiento del brazo derecho para los canales frontales (F3, F4).

En la Figura 2.26 se muestran las características de PSD de cuatro tomas de los canales C3 y C4 (sobrepuestos) correspondientes al registro de potencial de hemisferios cerebrales opuestos en la banda de 20Hz cuando el paciente desarrolla la imaginación del movimiento del brazo izquierdo.

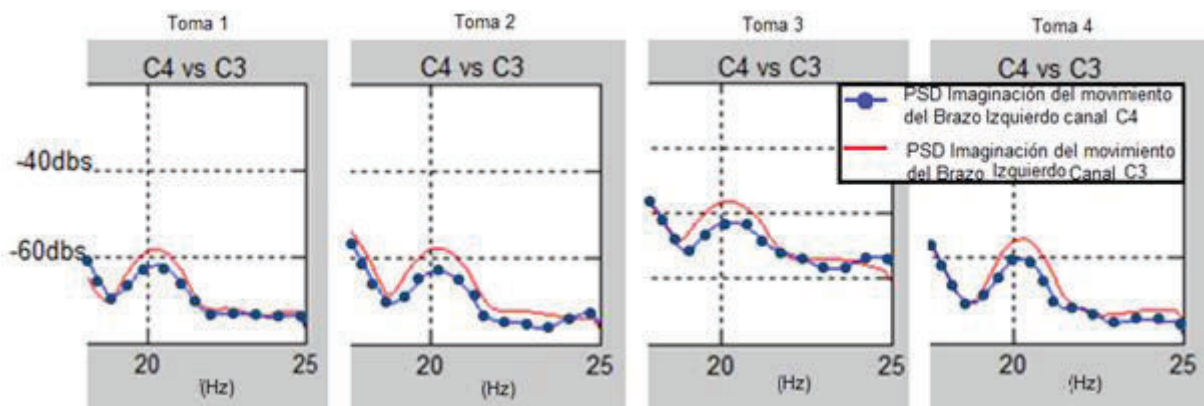


Figura 2.26: PSD de cuatro tomas cuando se imagina el movimiento del brazo izquierdo para los canales centrales (C3, C4).

En la Figura 2.27 se muestran las características de PSD de cuatro tomas de los canales F3 y F4 (sobrepuestos) correspondientes al registro de potencial de

hemisferios cerebrales opuestos en la banda de 20Hz cuando el paciente desarrolla la imaginación del movimiento del brazo izquierdo.

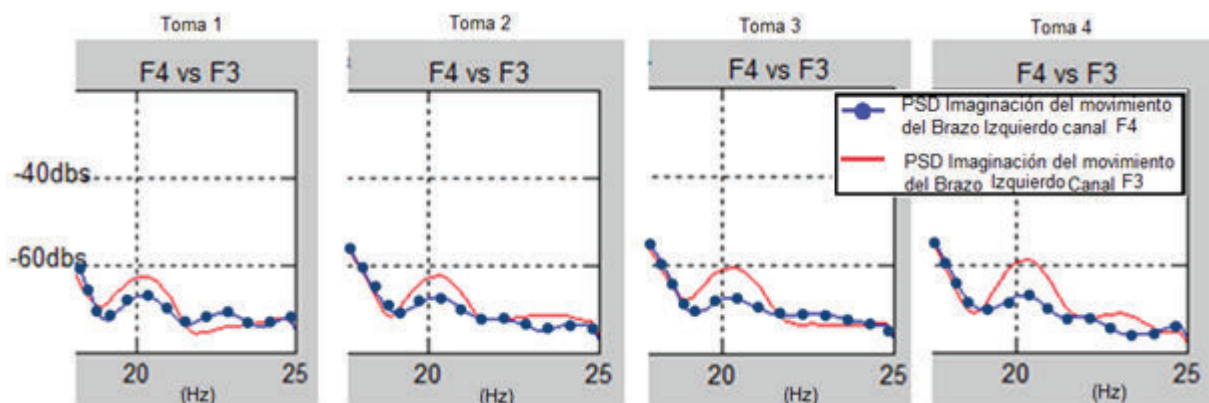


Figura 2.27: PSD de cuatro tomas cuando se imagina el movimiento del brazo izquierdo para los canales frontales (F3, F4).

Las características mostradas en las Figuras 2.24, 2.25, 2.26 y 2.27 se pueden analizar por simple inspección, de las muestras tomadas cuando se realizó la imaginación del movimiento del brazo derecho, todas presentan las mismas características, en primer lugar la frecuencia donde ocurre la mayor variación es en 20Hz y en segundo lugar, en todas las tomas la onda azul está sobre la onda roja lo que indica el mayor potencial de un hemisferio respecto del otro, esto ocurre tanto en los canales frontales como en los centrales.

De igual forma ocurre cuando se realiza la imaginación del movimiento del brazo izquierdo es decir, cumple en todas las tomas la frecuencia característica en 20Hz y en este caso en todas las muestras la onda en rojo está sobre la onda azul lo que indica que ahora el mayor potencial se concentró en el otro hemisferio indicando una inversión de potenciales con respecto a la imaginación del movimiento del otro brazo.

En base a todo lo anterior y a una base de cientos de pruebas establecemos que el hemisferio opuesto al del movimiento imaginado tendrá mayor potencial en la frecuencia de veinte hertzios que el hemisferio correspondiente al mismo lado.

Sin embargo, resulta arriesgado asegurar que la característica desarrollada y encontrada anteriormente sea fija y ocurra siempre y en todas las personas debido a

la complejidad de la actividad cerebral, a pesar de esto, se pretende descubrir si dicho patrón es utilizable y en qué grado de efectividad como señal de control para un sistema final.

2.9.1 FUNCIÓN DE DISTRIBUCIÓN DE PROBABILIDAD

La función de distribución de probabilidad es una función que asigna a cada suceso definido sobre la variable aleatoria, la probabilidad de que dicho suceso ocurra.

La función utilizada para el análisis y detección de características es la función de distribución normal ya que esta es una de las distribuciones de probabilidad de variable continua que con más frecuencia aparece aproximada en fenómenos reales, se la conoce además como la campana de Gauss.

En esta sección se determina la distribución de probabilidad de los picos de potencial para el análisis espectral mediante el análisis Blackman-Harris-Welch en la banda de ritmos alfa (8-12Hz) y beta (13-28Hz) durante el desarrollo de tres estados mentales (reposo, imaginación del movimiento del brazo derecho e imaginación del brazo izquierdo) para dos canales o registros obtenidos mediante el Electroencefalograma (EEG).

Para dicho proceso se toman cien muestras relacionadas a cada estado mental estudiado durante varios días y en diferentes horarios con el fin de abarcar la mayor cantidad de ambientes o condiciones de adquisición, en la Tabla 2.21 se presenta una porción de 27 datos referentes a los picos de potencial obtenidos para un paciente al desarrollar el estado de reposo mediante la adquisición de dos canales de adquisición (C3, C4). Además se calcula la media, la moda y la desviación estándar de todos los datos registrados (Tabla 2.20).

Tabla 2.20: Cálculo de la media aritmética, moda y desviación estándar para cien datos referentes a los potenciales máximos del análisis espectral de dos canales cuando se desarrolla el estado de reposo.

	Ritmos Beta		Ritmos Alfa	
	C4	C3	C4	C3
media	0,559	0,469	1,683	1,534
moda	0,5	0,6	1,0	1,1
desviación	0,229	0,168	0,587	0,555

Tabla 2.21: Veinte y siete muestras de potenciales máximos en los espectros Alfa y Beta para dos canales de EEG relacionadas al estado de reposo.

REPOSO			
Ritmos Beta		Ritmos Alfa	
C4	C3	C4	C3
0,2	0,3	1,1	1,3
0,25	0,3	1,7	1,2
0,35	0,45	0,8	2,1
0,65	0,75	0,65	0,76
0,45	0,5	2,1	1,1
1	0,3	1,5	1,5
0,5	0,5	1,5	0,9
0,3	0,6	1,4	1,4
0,3	0,3	2,2	1,7
0,5	0,6	1,6	3
1,2	0,5	2,9	3,2
0,5	0,6	1,9	2,25
0,7	0,55	1,6	1,6
0,52	0,49	1,35	2,8
0,55	0,48	1,4	1,6
0,48	0,62	1,1	1,3
0,49	0,31	2,25	2
0,71	0,73	1,75	1,51
0,93	0,62	0,9	0,78
0,51	0,403	1,4	1,1
0,3	0,55	1,75	1,1
0,5	0,81	1,2	1,7
0,52	0,56	1,1	1,7
0,57	0,65	1,25	1,5
0,65	0,95	1,4	1,65
0,38	0,41	2	1,9
0,65	0,35	3	2
0,42	0,48	1	0,8

Luego de esto, se procede a separar los datos en diez clases entre los valores máximo y mínimo de los mismos y posteriormente se calcula la función normal de probabilidad en base a las clases encontradas. Para realizar esta estimación en una hoja de cálculo de Excel se utiliza la siguiente función $DISTR.NORM.N(x;media;desv_estándar;acumulado)$. Por último se dibuja los valores de respuesta de la función de distribución y los valores de cada clase para obtener la respectiva campana de Gauss, este procedimiento se repite para cada uno de los canales en cada una de las bandas de frecuencia de interés, en la Figura 2.28 se muestra el resultado luego de realizado el procedimiento mencionado.

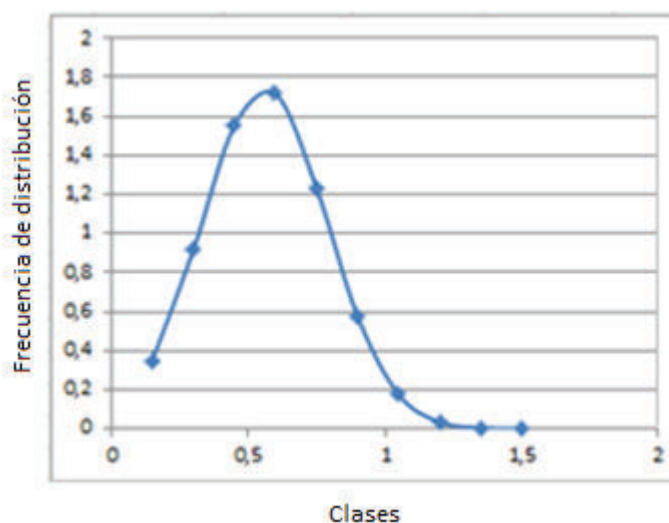


Figura 2.28: Función de distribución normal correspondiente a cien muestras de potenciales máximos en el espectro de ondas beta para el canal C1 mientras se desarrolla el estado de reposo.

Como se desarrolló en la sección 1.9 del capítulo 1, es necesario conocer la distribución de probabilidad de cada estado mental y sobreponerlos a fin de poder determinar diferencias entre ellos para posteriormente encontrar la función de decisión; este proceso se realizó utilizando el programa Matlab y los resultados se muestran en las Figuras 2.29, 2.30, 2.31 y 2.32.

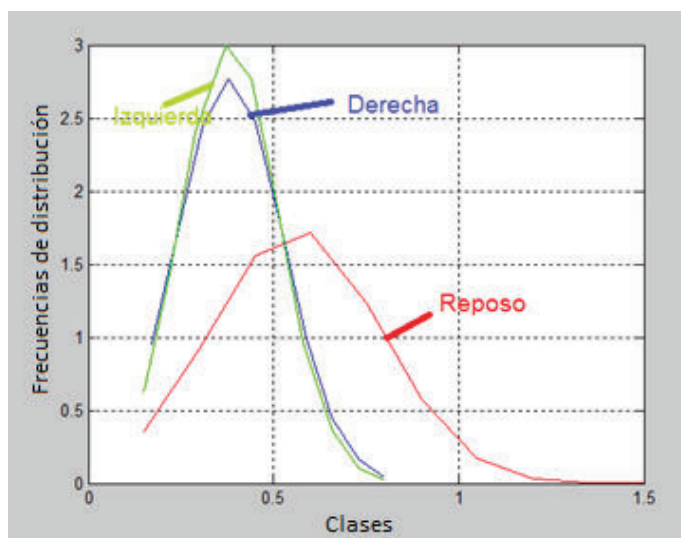


Figura 2.29: Funciones de distribución de probabilidad para el canal C4 en el espectro Beta en el desarrollo de tres estados mentales.

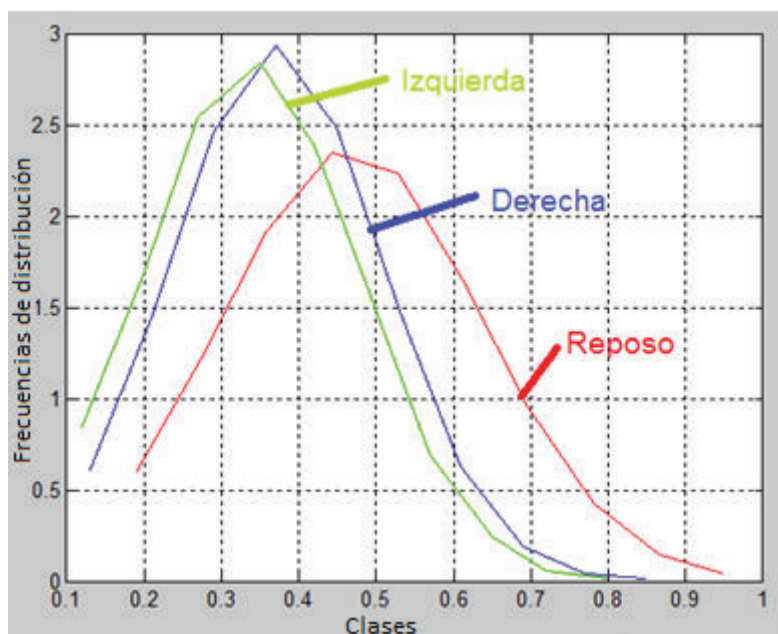


Figura 2.30: Funciones de distribución de probabilidad para el canal C3 en el espectro Beta en el desarrollo de tres estados mentales.

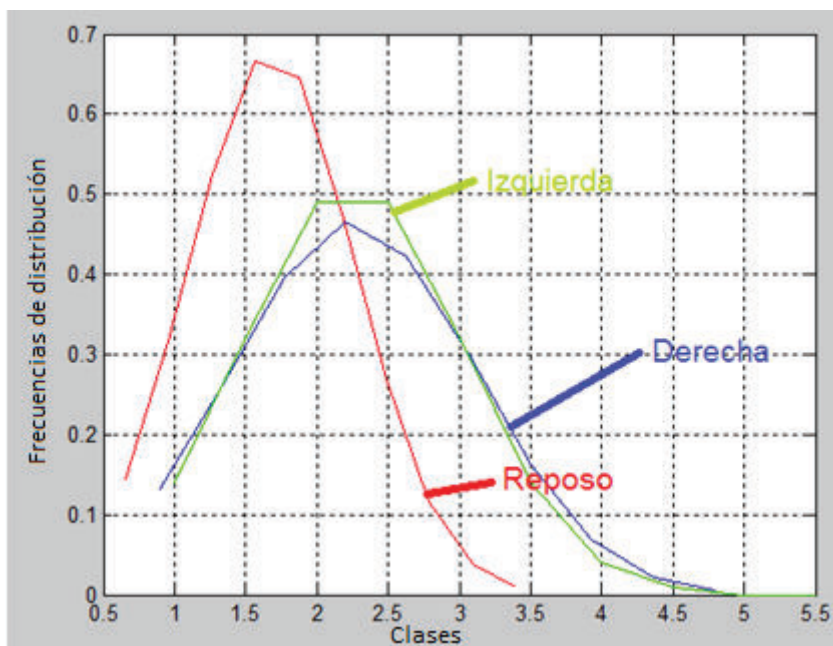


Figura 2.31: Funciones de distribución de probabilidad para el canal C4 en el espectro Alfa en el desarrollo de tres estados mentales.

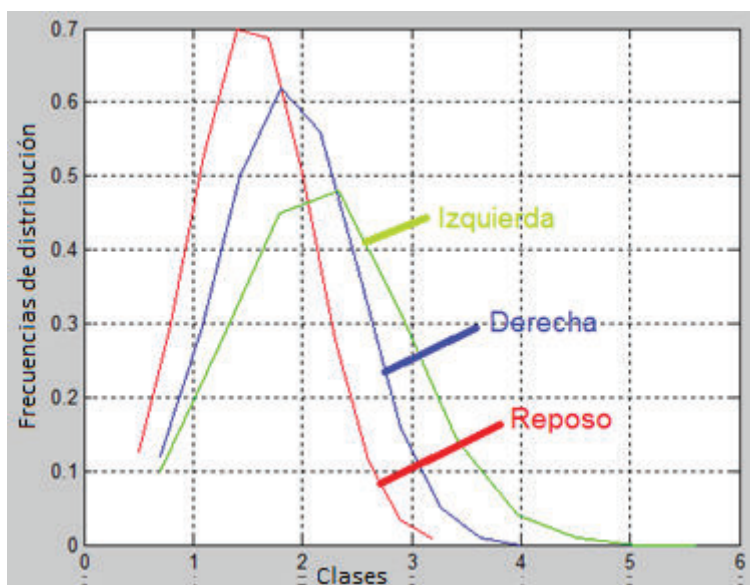


Figura 2.32: Funciones de distribución de probabilidad para el canal C3 en el espectro alfa en el desarrollo de tres estados mentales.

Los gráficos anteriores (Figuras 2.29, 2.30, 2.31 y 2.32.) representan una fuente de gran información, en primer lugar y como el resultado más importante, en ninguno de los casos se presentan grandes diferencias entre los tres estados mentales como se esperaría para un control con alto grado de aciertos.

Además, las características de los estados mentales pertenecientes a la intención de movimiento de las extremidades son básicamente los mismos o con diferencias mínimas. Por otro lado, existe una diferencia más notoria entre el estado de reposo con respecto a la intensidad de movimiento.

Por tal razón, bajo las condiciones en las que se realiza esta investigación y los procedimientos de la misma, el control implementado estará limitado en su alcance y en su rango de aciertos ya que las características no desarrollan claras diferencias que se mantengan constantes en diferentes sesiones.

2.10 VARIABILIDAD INTERPERSONAL E INTRAPERSONAL

2.10.1 VARIABILIDAD INTERPERSONAL

El trabajo de Mónica Aguilar Herrero [20], propone el desarrollo de técnicas de clusterización para resolver el problema actual que enfrentan las Bases Normativas

sobre la variabilidad interpersonal del EEG. Dicha variabilidad ha sido relacionada con aspectos fisiológicos como la edad del sujeto, y por tanto con propiedades de maduración del volumen conductor del cerebro.

Si bien los resultados de la sección 2.9 parecen contundentes, la variabilidad de las señales eléctricas cerebrales hace que sean consideradas como las señales más complejas para un análisis, a continuación se presentan resultados obtenidos bajo las mismas condiciones (horario en que realizo las tomas, lugar, número de canales, tiempos de adquisición entre otras) en las que se desarrolló la sesión A (sesión analizada en la sección 2.9) pero con una persona diferente (SUJETO B), al final puede apreciarse que si bien la característica encontrada en la SESION A se mantiene, la probabilidad en la que esta se encuentra se reduce y es diferente al de una segunda (SESION B) y tercera sesión (SESION C).

SESION B

SUJETO B

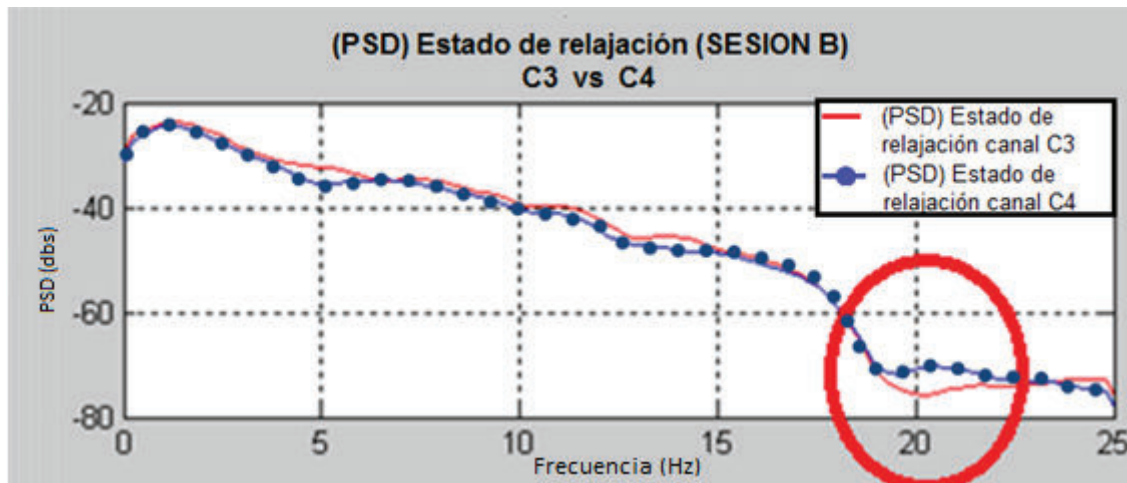


Figura 2.33: PSD canales centrales (C3, C4) en estado de relajación.

De la Figura 2.33 se concluye que si bien las ondas están en casi todo el espectro en sincronía, se presenta una característica o una asincronía en el rango de los 20Hz que nos podría indicar falsamente un estado mental diferente, dicha característica se opone a la encontrada en el planteamiento de la primera hipótesis sección 2.6.1ya

que se esperaría según este planteamiento que las ondas de potencial registradas estén plenamente sincronizadas y esto no ocurre.

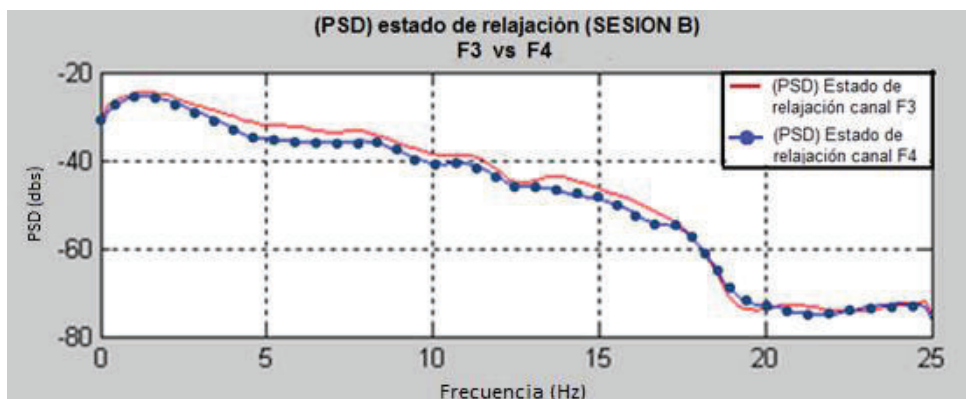


Figura 2.34: PSD canales frontales en estado de relajación.

Puede apreciarse que el registro presentado por los canales frontales en la Figura 2.34, presenta una sincronía relativa en el sentido en que si bien las ondas siguen un patrón parecido, la separación entre ambas es algo considerable en comparación con las señales mostradas en la sección 2.6.1 referentes a los mismos canales, sin embargo, en el rango de los 20Hz la sincronización existente indica el estado de relajación. El contraste entre los resultados obtenidos en las dos sesiones comparadas indica que no siempre la característica de sincronía de potenciales para el estado de reposo se desarrolla con tanta claridad entre una sesión y otra.

De forma similar ocurre con las características de imaginación de las dos extremidades.

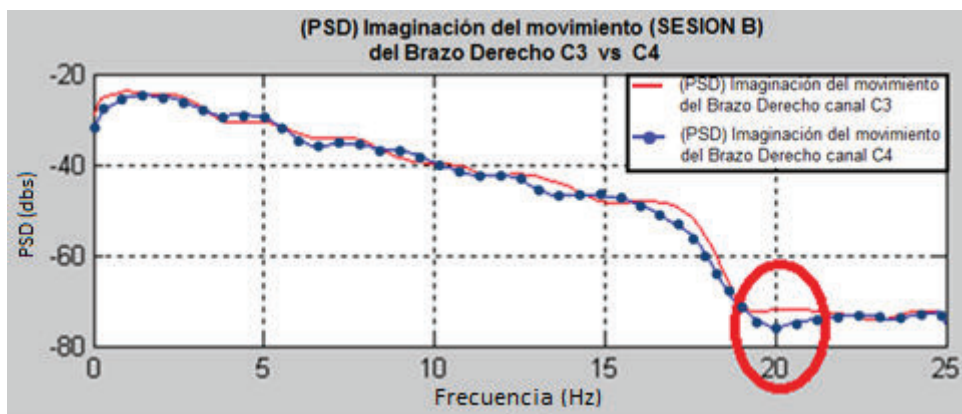


Figura 2.35: PSD de canales centrales en imaginación del brazo derecho.

En la Figura 2.35 se puede apreciar que los canales centrales muestran una característica contraria a la esperada en la banda de los 20Hz (segunda hipótesis sección 2.6.2), es decir, se esperaba que la onda azul este sobre la onda roja y con una diferencia notable, sin embargo, ocurre lo contrario, la diferencia es poca y la onda roja esta sobre la azul lo que indicaría la imaginación del brazo izquierdo, a continuación se muestran los resultados para los canales frontales.

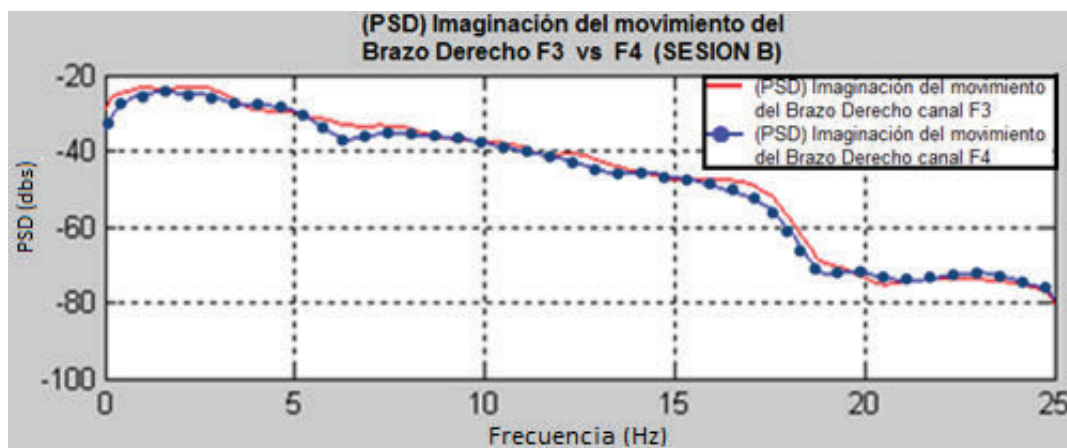


Figura 2.36: PSD de canales frontales en imaginación del brazo derecho.

De la Figura 2.36 se concluye que los canales frontales en la banda de los 20 Hz y a lo largo de todo el espectro presenta una gran sincronización ya que los potenciales registrados están traslapados, esta característica indicaría que la toma realizada corresponde a una persona que se encuentra en estado de relajación o reposo lo cual es incorrecto ya que se pidió al paciente que realice la imaginación del movimiento del brazo derecho. A continuación se muestran algunos de los resultados para otra sesión con una persona diferente denominada SUJETO C.

SESION C

SUJETO C

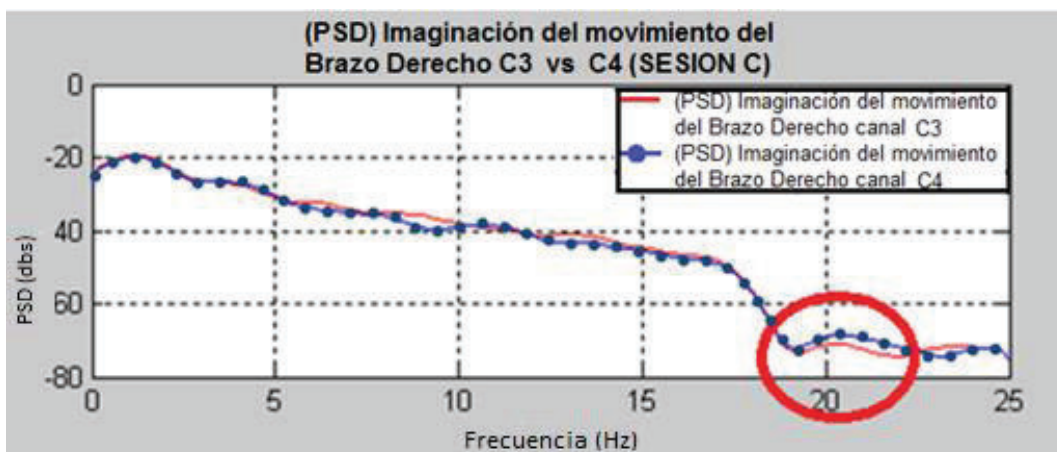


Figura 2.37: PSD de canales centrales en imaginación del brazo derecho.

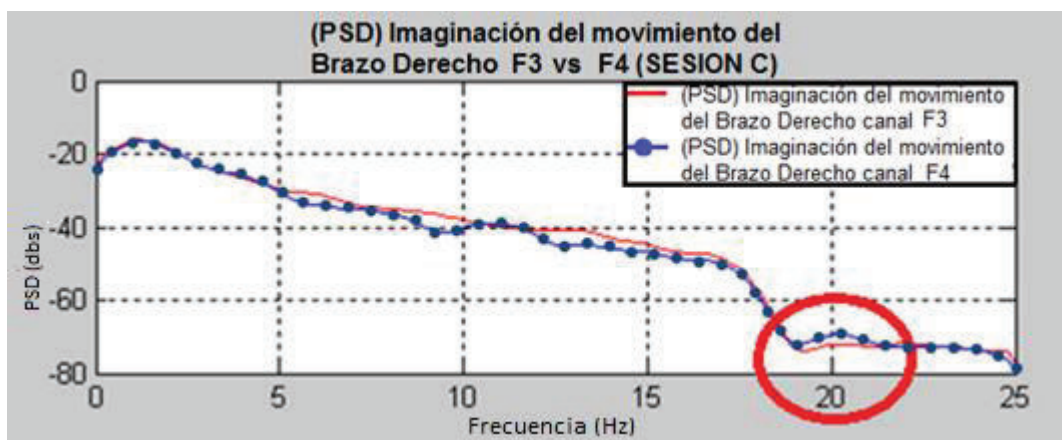


Figura 2.38: PSD canales frontales en imaginación de movimiento del brazo derecho.

En este caso puede apreciarse en las Figuras 2.37 y 2.38 en el rango de los 20Hz, el paciente desarrolla la característica que se espera para la imaginación del movimiento del brazo derecho según lo visto en la sección 2.6.2, es decir, el potencial del canal F4 es superior al potencial desarrollado por el canal F3, pero, la característica desarrolla una menor diferencia en comparación con los resultados obtenidos en la sección referenciada.

A continuación se muestran los datos de potencial obtenidos para cuatro canales de adquisición en el caso de la imaginación del brazo izquierdo para esta sesión.

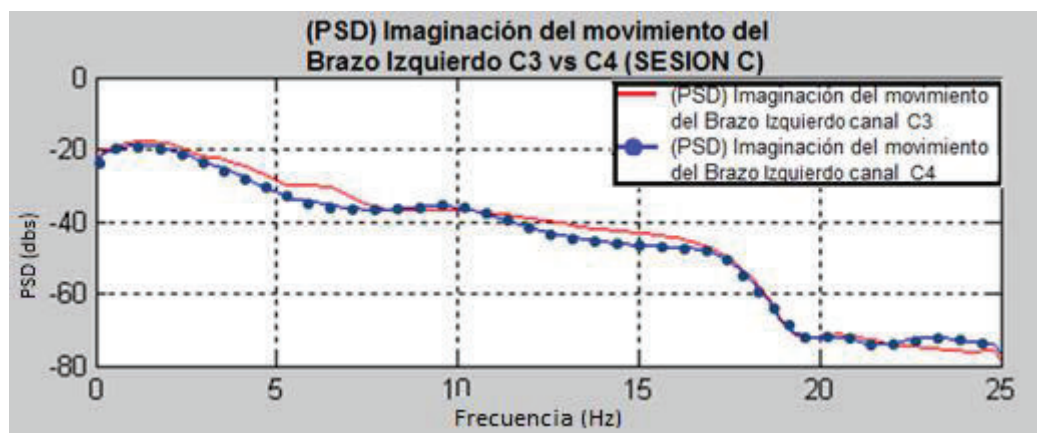


Figura 2.39: PSD canales centrales en imaginación de movimiento del brazo izquierdo.

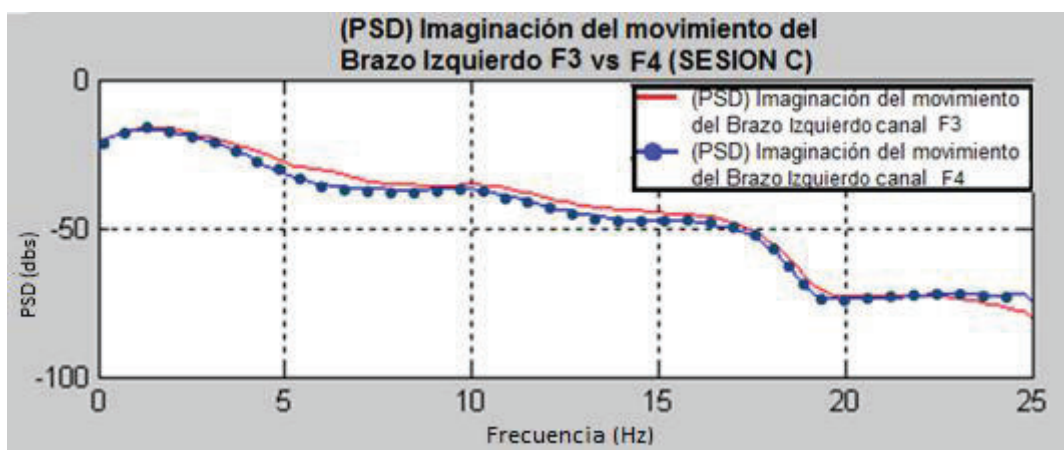


Figura 2.40: PSD canales frontales en imaginación de movimiento del brazo izquierdo.

Con los gráficos anteriores, Figura 2.37, 2.38, 2.39 y 2.40 se demuestra un aspecto interesante, a pesar que el paciente (SUJETO C) desarrolla buenas características en cuanto a la imaginación del movimiento del brazo derecho, (notable diferencia entre el potencial registrado por los canales en 20Hz (C4, F4 mayores a C3, F3 respectivamente), los resultados al imaginar el movimiento del brazo izquierdo no aparecen y por el contrario, la característica desarrollada indicaría que el paciente desarrolla un estado de relajación (sincronización de potenciales registrados).

Con el análisis de las sesiones A (sección 2.9), B y C, puede evidenciarse que los datos obtenidos cambian notablemente entre cada sesión y con esto entre cada paciente determinando la gran incidencia de la variedad interpersonal.

Anteriormente se presentan las pruebas de dos de las sesiones más representativas de la variedad interpersonal (SESION B y C), sin embargo, las conclusiones de esta variabilidad se basan en el análisis realizado en diez personas.

2.10.2 VARIABILIDAD INTRAPERSONAL

“En general, la densidad espectral de potencia de EEG es fuertemente variable de forma intrapersonal, es decir, la distribución de potencia en el dominio frecuencial varía dependiendo de cada persona [20]”.

La variabilidad intrapersonal establece que las características encontradas en un sujeto varían en la misma persona, es decir, el hecho que cierto sujeto desarrolle características idóneas en cierto horario, no garantiza que dichas señales se repitan en la misma proporción en otro día e incluso en el mismo día en diferente horario. A continuación se muestra un extracto de resultados que confirman esta problemática.

Se realizan sesiones nuevas con el SUJETO A (la misma persona con la que se trabajó en la sección 2.9) bajo las mismas condiciones (tiempo de adquisición, horario, número de canales, entre otras) en las que se realizaron las sesiones A, B y C anteriormente descritas en la sección 2.10.1.

La sesión D, de la cual se desprenden los resultados de la Tabla 2.22, se realiza utilizando el equipo comercial, se realizan veinte tomas de diez segundos para el SUJETO A en horas de la mañana (8-12am).

La Tabla 2.22 muestra el cálculo de las frecuencias de distribución referente a los picos de potencial obtenidos para el canal C3 durante la SESION D para dos rangos de frecuencia (13-19.8Hz y 20-30Hz), mientras el paciente desarrolla el estado de relajación; la tabulación de los datos sigue el mismo procedimiento desarrollado en la sección 2.8 páginas 67 y 68.

Tabla 2.22: Frecuencias de distribución para datos obtenidos (picos de potencial) en estado de relajación SUJETO A, horas de la mañana.

Frecuencia (13-19.8Hz)		Limites de cada clase		Marca de	Frecuencias de clase		frecuencias relativas	
intervalo	inferior	superior	clase	absoluta	acumulada	absoluta	acumulada	
1	2,15	2,75	2,45	3	3	15%	15%	
2	2,75	3,35	3,05	4	7	20%	35%	
3	3,35	3,95	3,65	5	12	25%	60%	
4	3,95	4,55	4,25	6	18	30%	90%	
5	4,55	5,35	4,95	2	20	10%	100%	
					20			
Frecuencia (20-30Hz)		Limites de cada clase		Marca de	Frecuencias de clase		frecuencias relativas	
intervalo	inferior	superior	clase	absoluta	acumulada	absoluta	acumulada	
1	10,45	11,15	10,8	1	1	5%	5%	
2	11,15	11,85	11,5	6	7	30%	35%	
3	11,85	12,55	12,2	7	14	35%	70%	
4	12,55	13,25	12,9	4	18	20%	90%	
5	13,25	14,05	13,65	2	20	10%	100%	
					20			

Puede apreciarse en la Tabla 2.22 que en el intervalo de frecuencia comprendido entre 13-19,8 Hz existe un 60% de probabilidad (frecuencia relativa acumulada) que el potencial de las señales este entre 2,15 $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$ (límite de clase inferior para el intervalo 1) y 3,94 $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$ (límite de clase superior para el intervalo 3) mientras que en el rango de 20-30Hz existe un 70% de probabilidad (frecuencia relativa acumulada) que las señales desarrollen potenciales de 10,45 $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$ (límite de clase inferior para el intervalo 1) a 12,55 $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$ (límite de clase superior para el intervalo 3).

Se realiza una nueva sesión (SESION E) para el mismo paciente, el mismo día, bajo las mismas condiciones (tiempo de adquisición, número de canales, entre otras) con las que se trabajó en la sesión D analizada anteriormente, pero, en esta ocasión en horas de la tarde (2-6pm), la tabla 2.23 muestra el cálculo de las frecuencias de distribución para los picos de potencia registrados por el canal C3 cuando el paciente desarrolla el estado de reposo en horas de la tarde.

Tabla 2.23: Frecuencias de distribución para datos obtenidos (picos de potencial) en estado de relajación SUJETO A, horas de la tarde.

Frecuencia (13-19.8Hz)							
intervalo	Limites de cada clase		Marca de clase	Frecuencias de clase		frecuencias relativas	
	inferior	superior		absoluta	acumulada	absoluta	acumulada
1	2,35	3,35	2,85	4	4	21%	21%
2	3,35	4,35	3,85	4	8	21%	42%
3	4,35	5,35	4,85	5	13	26%	68%
4	5,35	6,35	5,85	3	16	16%	84%
5	6,35	7,45	6,9	3	19	16%	100%
				19			
Frecuencia (20-30Hz)							
intervalo	Limites de cada clase		Marca de clase	Frecuencias de clase		frecuencias relativas	
	inferior	superior		absoluta	acumulada	absoluta	acumulada
1	1,15	1,85	1,5	7	7	37%	37%
2	1,85	2,55	2,2	7	14	37%	74%
3	2,55	3,25	2,9	2	16	11%	84%
4	3,25	3,95	3,6	0	16	0%	84%
5	3,95	4,95	4,45	3	19	16%	100%
				19			

Puede apreciarse las grandes diferencias en los datos registrados por la Tabla 2.22 y los registrados por la Tabla 2.23, en especial en la banda de 20-30Hz donde en primer lugar el porcentaje de coincidencia de las señales aumenta al 74% (frecuencia relativa acumulada) para la sesión de la tarde con respecto al 70% obtenido en horas de la mañana, en segundo lugar y más importante, los picos de potencial de las señales caen de un promedio de $11.5(\text{uv}^2/\text{Hz})$ (marca de clase del intervalo 2) en horas de la mañana a un promedio de $2,2(\text{uv}^2/\text{Hz})$ (marca de clase del intervalo 2) en horas de la tarde.

Cabe aclarar que los intervalos seleccionados para el análisis (filas sombreadas de las tablas) y comparación son los intervalos que poseen la mayor concentración de datos (frecuencia relativa absoluta).

Con los procedimientos y resultados anteriores se evidencia la gran incidencia de la variabilidad intrapersonal.

Al igual que para el análisis de la variabilidad interpersonal, las conclusiones se basan en muchas tomas realizadas en diferentes horarios y los datos mostrados son los más representativos de la variabilidad estudiada.

2.11 VARIABLES DE CLASIFICACIÓN PARA TIEMPO REAL

Esta parte del trabajo se centra en la selección tanto de procedimientos, características, cálculos y algoritmos que hayan obtenido la mayor potencia en la clasificación de las señales tomadas.

En base a lo estudiado y concluido sobre trabajos similares a este, trabajos que son citados como referencia, y principalmente en nuestra propia experiencia ya que se ha validado todos los procedimientos mediante por ejemplo la utilización del equipo comercial, el número de canales ideal, la zona cerebral de estudio y el análisis matemático entre otros, se procede a escoger las siguientes como las mejores variables de clasificación.

En primer lugar el método de extracción de características y biopotenciales, es decir el uso del EEG como método no invasivo y la disposición de electrodos según el sistema 10/20 utilizado por el equipo KT88, ya que con ellos se pudo apreciar la presencia de potenciales debidos a la actividad cerebral.

En segunda instancia, al trabajar con ocho canales, se pudo definir tanto el número mínimo y/o necesario para obtener una diferencia clara de la actividad estudiada (imaginación de movimientos) así como la zona de interés de la corteza cerebral en donde se desarrolla dicha actividad, es así como se ha escogido cuatro canales de adquisición los cuales cubren el área central, motora y pre motora es decir, según el sistema 10/20 los canales C3, C4, F3, F4.

Tan importante como el número de electrodos y la ubicación de los mismos es el procedimiento para la adquisición de las señales es decir, el ambiente, la disposición física del paciente o sujeto de estudio y el tiempo de adquisición durante el cual se pudo apreciar la característica encontrada; como se describió anteriormente en este trabajo el ambiente debe estar en lo posible, libre de interferencias electromagnéticas, acústicas, ópticas, y físicas, además el paciente (sujeto de

estudio) estará correctamente sentado y cómodo; el tiempo ideal para la adquisición y futura decisión se establece en la sección 2.3 y se fija en 10s.

La actividad mental que desarrolla el paciente se basa en dos pensamientos, imaginación de movimientos compuestos del brazo izquierdo y la imaginación de movimientos compuestos del brazo derecho, puede considerarse un tercer estado mental, el estado de reposo ya que las tomas realizadas en tiempo diferido constaban de un tiempo en este estado y luego la ejecución de la actividad específica. Por tal razón el control final se desarrollará en base a los potenciales producidos por estos estados o la diferencia entre los mismos.

Según los análisis presentados en secciones anteriores de este capítulo, las tres hipótesis referidas y encontradas en tiempo diferido (sección 2.6) pueden ser tomadas para el control, por tal razón para un control más acertado las tres hipótesis se considerarán en el control de la aplicación final.

En el análisis estadístico y de variabilidad interpersonal e intrapersonal se establece que estos factores son altamente incidentes y determinantes de tal forma que es muy complicado obtener un alto porcentaje de acierto de una toma de señales a otra o de una persona a otra por tal razón el control lo realiza una sola persona en base a la cual se ajustara el sistema.

2.12 PRESENCIA Y ELIMINACIÓN DE ARTEFACTOS.

Como se describió en el capítulo uno, se conoce como artefactos a toda señal registrada que no sea o no tenga características de señal cerebral. En la adquisición en tiempo real se encontraron señales recurrentes debidas al movimiento ocular y movimiento muscular, a continuación se muestran dichas características Figuras 2.42, 2.43, 2.44. Cabe aclarar que para determinar y apreciar de mejor manera la presencia de los artefactos se realiza la adquisición en los canales Fp1 y Fp2 (según el sistema 10/20) con referencia en la parte de la sien, Figura 2.41.

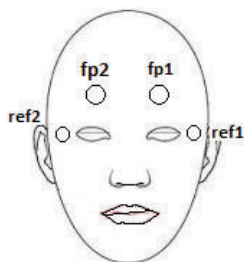


Figura 2.41: Disposición de electrodos para detección de artefactos.

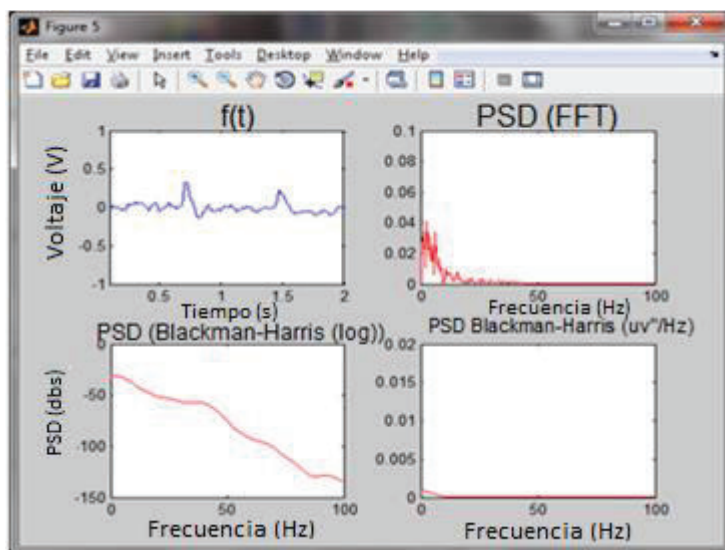


Figura 2.42: Presencia de señal de interferencia (artefacto) producto del pestañeo.

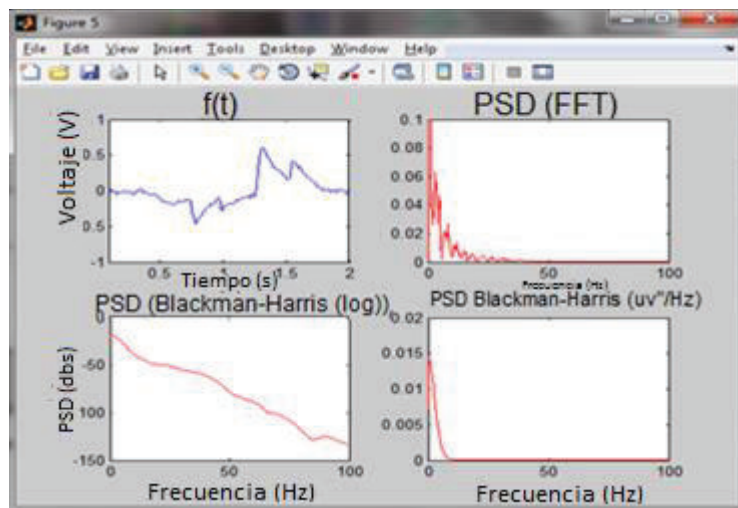


Figura 2.43: Presencia de señal de interferencia (artefacto) producto del movimiento muscular.

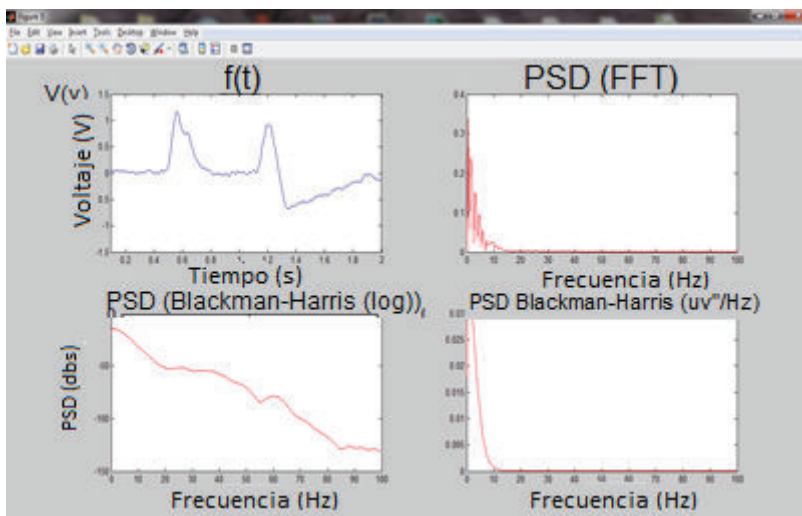


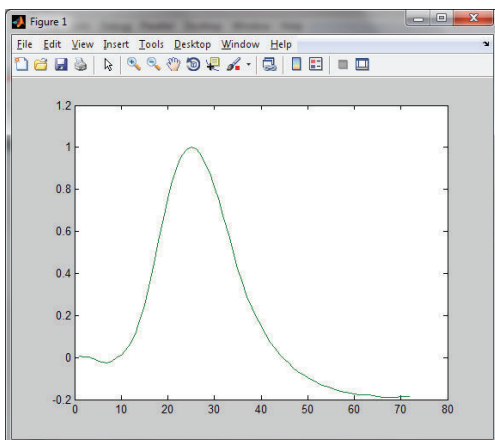
Figura 2.44: Presencia de señal de interferencia (artefacto) producto del movimiento ocular.

En cada uno de los gráficos anteriores correspondientes a la presencia de señales de interferencia o artefactos puede apreciarse en el primer cuadrante la característica en tiempo del artefacto, en el cuadrante superior derecho se muestra la característica en frecuencia mediante el análisis de la transformada rápida de Fourier, el cuadrante inferior izquierdo muestra también la característica en frecuencia con análisis Blackman-Harris-Welch en escala logarítmica y el cuadrante inferior derecho muestra el análisis Blackman-Harris-Welch en uv^2/Hz .

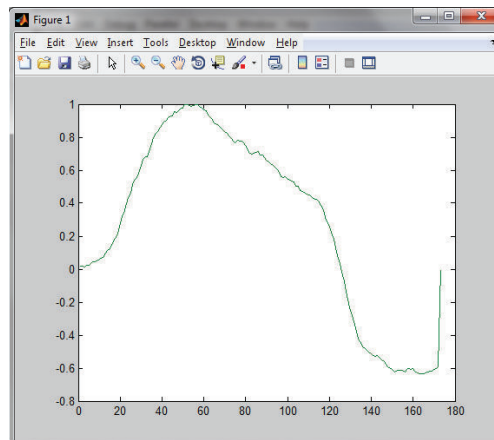
Puede apreciarse que la presencia de los artefactos en el análisis espectral se traduce en la presencia de grandes potenciales en frecuencias bajas menores a 10 Hz, en consecuencia se puede eliminar su presencia mediante la implementación de filtros pasa bandas y restringir el estudio de características a las bandas de frecuencia que nos interesan.

Otra forma de eliminar la presencia de los artefactos es la denominada como reconocimiento de patrones, es decir, establecer la forma de los mismos mediante el EOG (ElectroOculograma) y restar o eliminar esta señal de la señal de EEG, para lograr esto es necesario determinar si el movimiento ocular presenta características definidas.

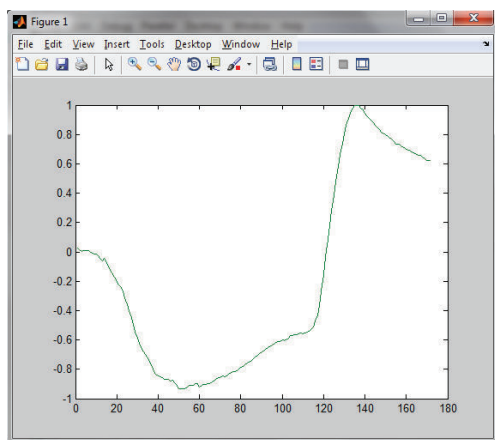
Luego de un largo proceso de adquisición de señales de EOG se logran determinar los siguientes patrones.



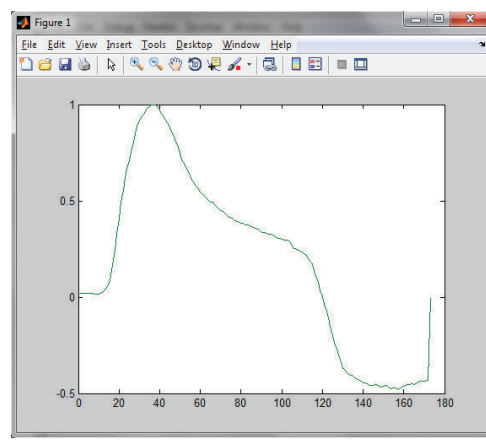
a)



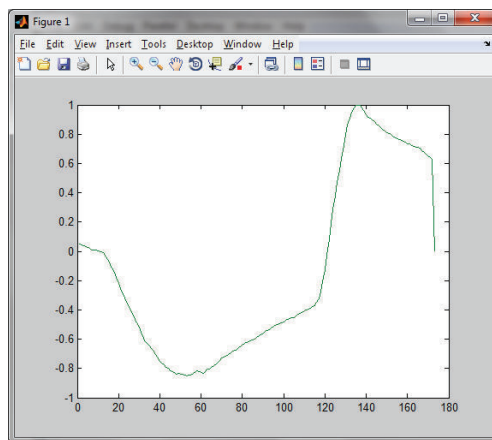
b)



c)



d)



e)

Figura 2.45: Características de movimientos oculares a) pestañeo b) movimiento a la izquierda c) movimiento a la derecha d) movimiento hacia arriba e) movimiento hacia abajo.

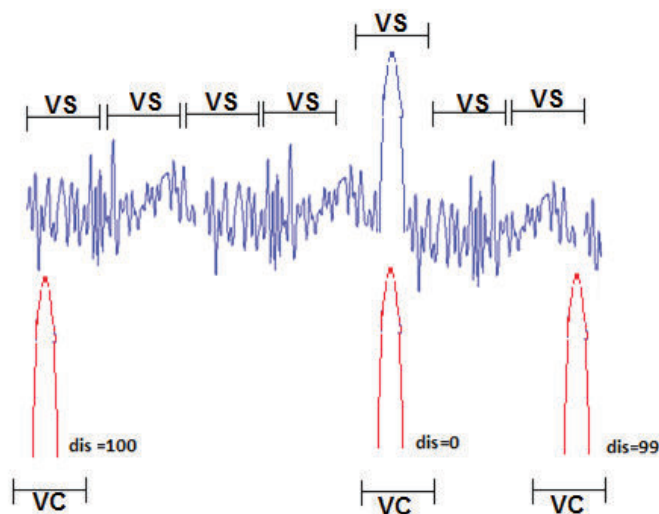
Las características anteriores se obtuvieron luego de promediar cien muestras de cada patrón y posteriormente la señal resultante fue normalizada, a pesar de que existe gran similitud entre los patrones c) y e) estos corresponden a diferentes señales de interferencia por lo que son considerados independientemente.

Al normalizar las características nos aseguramos de discernir los artefactos por su forma independientemente de su tamaño.

Una vez obtenidos los patrones producidos por el movimiento ocular, el sistema debe detectarlos y eliminarlos, para esto en primer lugar se hace un barrido de la señal adquirida en cada instante mediante una ventana que contiene la característica que deseamos eliminar, comparamos la ventana con el segmento de la señal y la comparamos mediante la distancia euclidiana, si dicha distancia es pequeña o cercana a cero esto nos indica que tanto la ventana como el segmento analizado son iguales, en consecuencia, el segmento de la señal es eliminado y no entra al análisis espectral. A continuación se presenta la definición de distancia euclidiana y una representación del proceso de eliminación de artefactos.

2.12.1 DISTANCIA EUCLIDIANA

Se define así a la distancia entre dos puntos en un plano y se calcula mediante el teorema de Pitágoras $(P1, P2) = \sqrt{(x2 - x1)^2 + (y2 - y1)^2}$. (2.1)



a)

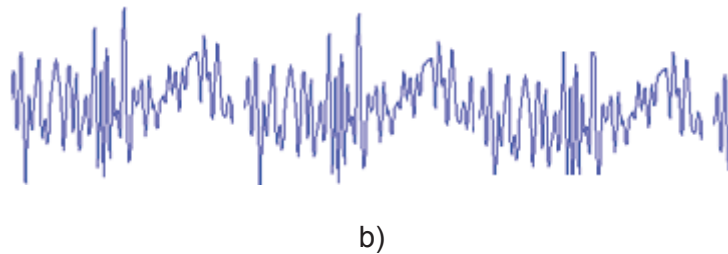


Figura 2.46: a) Detección y b) eliminación de artefactos.

Como puede apreciarse en la Figura 2.46, se calcula la distancia euclidiana entre la ventana de la característica (VC) que contiene el patrón que se desea detectar y eliminar y la ventana de la señal de EEG (VS) que son del mismo tamaño y si la distancia (dis) es cero o cercana a este valor el segmento de la señal es eliminado. En otras palabras, se restan las ventanas (vectores de datos de igual tamaño - cálculo de la distancia euclidiana-) VC-VS, si esta diferencia es cero, esto indica que los datos en los vectores son iguales, de ser así, esta ventana (VC) es eliminada del registro de EEG.

2.13 EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS Y CLASIFICACIÓN DE LA ACTIVIDAD MENTAL

Como pudo apreciarse en el estudio en tiempo diferido cuyas señales fueron obtenidas en su totalidad por el KT88 y analizadas en Matlab, las características encontradas se obtuvieron haciendo un análisis espectral mediante el análisis con ventanas Blackman-Harris y traslape de ventanas Welch, por tal razón este análisis es el principal en la ejecución en tiempo real. Sin embargo se pretende mostrar las diferencias de los análisis matemáticos utilizando la transformada rápida de Fourier la cual tendrá un fin plenamente didáctico.

Cabe mencionar que la utilización del Blackman-Harris-Welch es producto de los excelentes resultados obtenidos en [19] y por ser uno de los mejores análisis para sistemas ICC (Interfaz Cerebro Computador).

Por otra parte, se deja de lado un momento los aspectos relacionados con el sistema de adquisición y filtrado de las señales de EEG ya que este tema se desarrollará en

su totalidad en el capítulo tres de este trabajo y se asume que las señales están debidamente tratadas.

Una vez adquiridas las señales y procesadas para la obtención de su espectro, se procede a clasificarlas, para esto se escogió el método de distancias y estadístico el cual se explicó en el capítulo uno y se desarrolló previamente en este capítulo. El método de distancias se aplicará con el concepto, que, si se desarrolla el pensamiento de mover una extremidad habrá una desincronización de potencial de un hemisferio con respecto al otro la cual puede ser medida como una distancia, dicha desincronización se invierte al imaginar el movimiento de la otra extremidad y sería nula o mínima en el caso del estado de reposo (conclusiones obtenidas en el estudio de las hipótesis de clasificación).

Además el estudio estadístico se aplica con el criterio de las frecuencias y picos comunes en donde se encontraron las características o hipótesis es decir para el presente caso, las frecuencias de las ondas alfa, beta y picos superiores de un hemisferio con relación al otro según la actividad de pensamiento desarrollado.

2.14 DECISIÓN Y CONTROL

Luego de obtener las señales, procesarlas y clasificarlas, se toma una decisión de control para el elemento final de controlado que para este caso es un brazo robótico que emulara los movimientos (derecha o izquierda) según el resultado de la clasificación.

Finalmente, para que el movimiento del elemento final sea a la derecha, el potencial del hemisferio izquierdo del paciente debe ser superior al potencial presente en el hemisferio derecho y dicho valor debe ser menor al potencial en estado de relajación, en los rangos de frecuencia establecidos (ritmos alfa y beta).

Para que el movimiento del elemento final sea al lado izquierdo, el potencial del hemisferio derecho del paciente debe ser superior al potencial presente en el hemisferio izquierdo y dicho valor debe ser menor al potencial en estado de relajación bajo las condiciones ya descritas. En la Figura 2.47 se muestra el esquema de condiciones seguido para la toma de decisiones para el control.

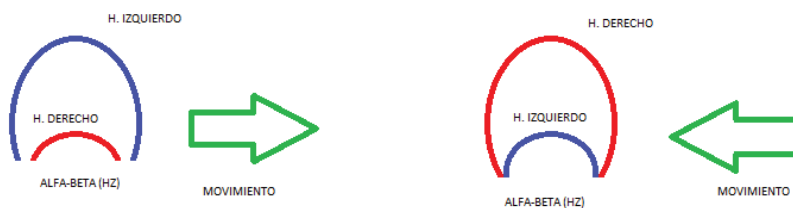


Figura 2.47: Esquema de decisión sobre el elemento final de control.

Se procede en este punto a aplicar los procedimientos y análisis – seleccionados y desarrollados en secciones anteriores referentes al estudio de características y procesamiento en tiempo diferido mediante el equipo comercial- en tiempo real, uno de los resultados obtenidos se muestra a continuación.

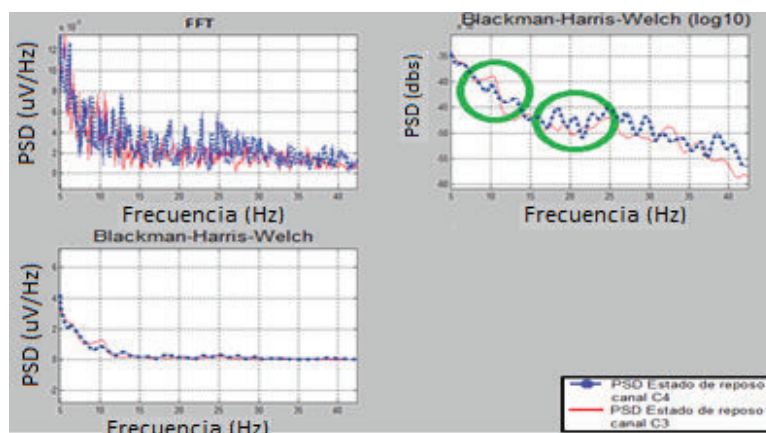


Figura 2.48: Señales de EEG de dos canales (C3, C4) sobrepuestos en tiempo real en estado de reposo.

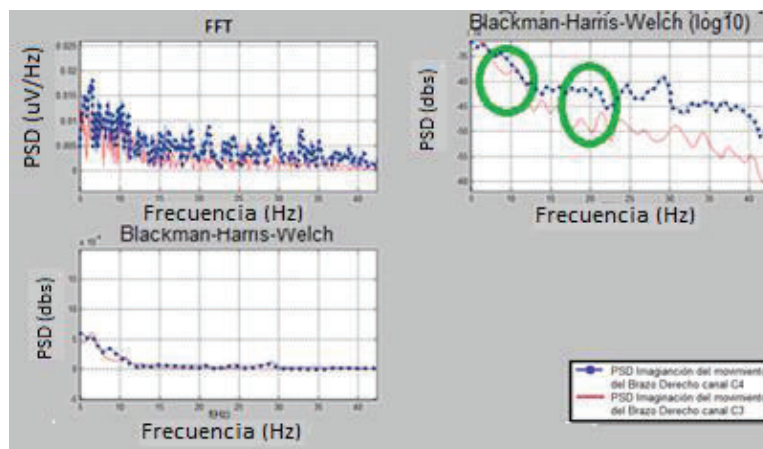


Figura 2.49: Señales de EEG de dos canales (C3, C4) sobrepuestos en tiempo real en imaginación de movimiento del brazo derecho.

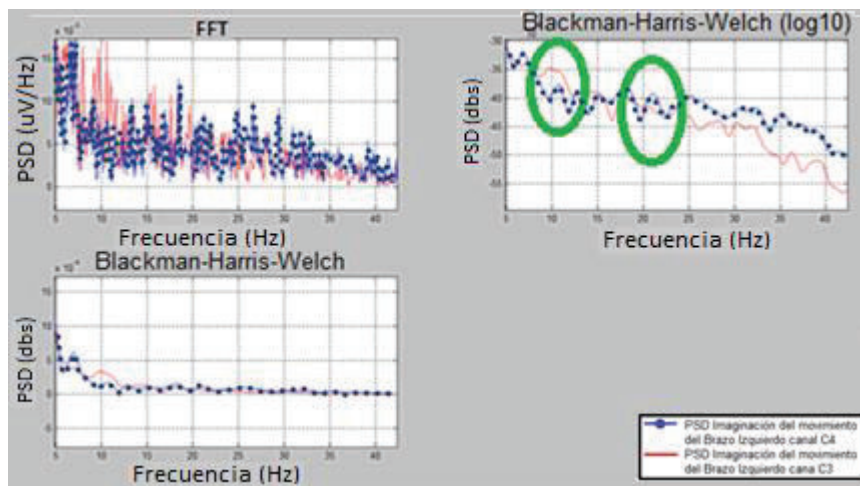


Figura 2.50: Señales de EEG de dos canales (C3, C4) sobrepuestas en tiempo real en imaginación del movimiento del brazo izquierdo.

Las muestras de los gráficos anteriores (Figura 2.48, 2.49, 2.50) son solo una de cientos de pruebas realizadas con el hardware, el análisis, el software y todas las características y condiciones desarrolladas y encontradas a lo largo de esta investigación.

Puede apreciarse en los gráficos mencionados que la diferencia entre los tres estados mentales (señales encerradas en el círculo verde) existe tanto en potencial como en las bandas de interés, sin embargo, la misma no es clara en comparación con los resultados obtenidos con el equipo comercial. Las muestras anteriores son el mejor ejemplo de una mala toma de decisión para la ejecución del movimiento del brazo robótico ya que si basamos la decisión únicamente en el potencial de las ondas beta (20Hz), en el caso mostrado, se detecta únicamente el estado de reposo (señales juntas y en fase -Figura 2.48-) y la intensidad de movimiento o imaginación del movimiento del brazo derecho (onda azul sobre la onda roja -Figura 2.49-) mientras que la intensidad de movimiento del brazo izquierdo (Figura 2.50) no sería detectada y sería confundida con el estado de reposo.

Sin embargo, cabe aclarar que la presencia de las hipótesis encontradas en el estudio realizado en tiempo diferido se mantiene en decir la desincronización o desfase de las ondas así como el aumento o disminución del potencial de los

hemisferios luego del desarrollo de una actividad relacionada con la intensidad de movimiento de las extremidades.

Los resultados obtenidos en tiempos reales y presentados en el capítulo cinco de este proyecto indican que, con una única teoría de decisión, los aciertos en la detección de la actividad cerebral relacionada a la intensidad o imaginación de movimiento de extremidades superiores es deficiente, en vista de lo cual es necesaria la implementación de más teorías, las nuevas características que se adicionarán están también basadas en las hipótesis de clasificación encontradas y desarrolladas en este capítulo y su descripción se detalla en el capítulo cuatro de este proyecto.

CAPÍTULO 3

DISEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y TRATAMIENTO DE SEÑALES

3.1 INTRODUCCIÓN

En esta sección se describe puntualmente los elementos y los procedimientos utilizados para tomar las señales desde la cabeza del paciente, llevarlas hasta un sistema electrónico que las acondicionará para que puedan ser enviadas al ordenador donde serán nuevamente manipuladas con el afán de obtener señales validas de EEG que serán posteriormente analizadas matemáticamente para obtener de ellas características que puedan ser clasificadas; luego el resultado de la clasificación será traducido a señales eléctricas que permitan el control de un brazo robótico.

3.2 EXTRACCIÓN DE BIOPOTENCIALES

3.2.1 ELEMENTOS Y PROCEDIMIENTO

Como se planteó en el capítulo uno de este proyecto, diferentes tipos de potenciales generados por determinadas acciones físicas o mentales pueden ser registradas mediante sistemas especializados como la Electroencefalografía que es el método que se usa en esta investigación, este método fue seleccionado por tratarse de un método no invasivo, es decir, es un método que no necesita implantación de ningún elemento en el cuerpo del paciente ya que todas las tomas se realizan sobre la piel.

Para obtener la señal de biopotenciales es necesaria la utilización de electrodos especializados, en este caso se usan los electrodos tipo copa construidos con plata chapada en oro con diámetro de 9mm y orificio central, longitud de 1,25m y conector DIN 2mm simple (Figura 3.1).



Figura 3.1: Electrodo para EEG tipo copa (plata-oro) utilizados.

Para el correcto funcionamiento de los electrodos es indispensable la utilización de un gel adhesivo y conductor, el utilizado es el TEN20 que es uno de los más utilizados por ser fácil de limpiar, no se seca y no es necesario ponerlo dos veces. Además, se mejoran los resultados con la utilización de un gel para limpieza y adecuación de la piel donde se va a colocar el electrodo, el gel utilizado es el Nuprep que contiene gránulos limpiadores.

La colocación de los electrodos se lleva a cabo mediante la distribución conocida como 10-20 que es la distribución común y validada para extracción de señales de EEG, para la sujeción de los electrodos es suficiente el gel adhesivo pero puede utilizarse cintas de fijación elásticas no conductoras o cintas adhesivas, hay que recalcar que se trata de adherir los electrodos directamente sobre el cuero cabelludo por lo que hay que tener cuidado con la presencia de cabello y tratar que sea la menor posible.

Esta investigación no hace énfasis en la teoría de funcionamiento de los electrodos ni en la disposición de electrodos del sistema 10-20 por tratarse de temas que si bien son importantes resultan redundantes ya que la gran mayoría de investigaciones de EEG la desarrollan, por lo que si el lector desea profundizar sobre el tema se sugiere revisar las fuentes [9], [19].

Una vez definidos los elementos y el procedimiento para el registro de las señales, es necesario definir que electrodos van a generar cada registro ya que para obtener una señal son necesarios dos, para lograr este objetivo es necesario escoger entre un *Registro Monopolar* o un *Registro Bipolar*.

3.2.2 SELECCIÓN DEL TIPO DE REGISTRO

Registro Monopolar o Referencial.- Este tipo de registro utiliza un electrodo llamado electrodo activo ubicado en la zona donde se desea realizar la adquisición, y otro llamado electrodo referencial que generalmente está a un potencial de cero voltios, Figura 3.2 a).

Registro Bipolar.- Este registro utiliza dos electrodos activos para su registro, es así que la señal obtenida es la diferencia entre ambos electrodos, Figura 3.2 b). Este tipo de registro da una gran variedad de posibilidades ya que se pueden combinar todos los electrodos en pares y sacar muchos registros, sin embargo, no todas las combinaciones aportan datos de interés es así que se ha establecido llamar a cada combinación posible como *Montaje* y se los ha clasificado. La Federación Internacional de EEG y Neurofisiología los clasifica en Montajes longitudinales y Transversales [9], Figura 3.2 c).

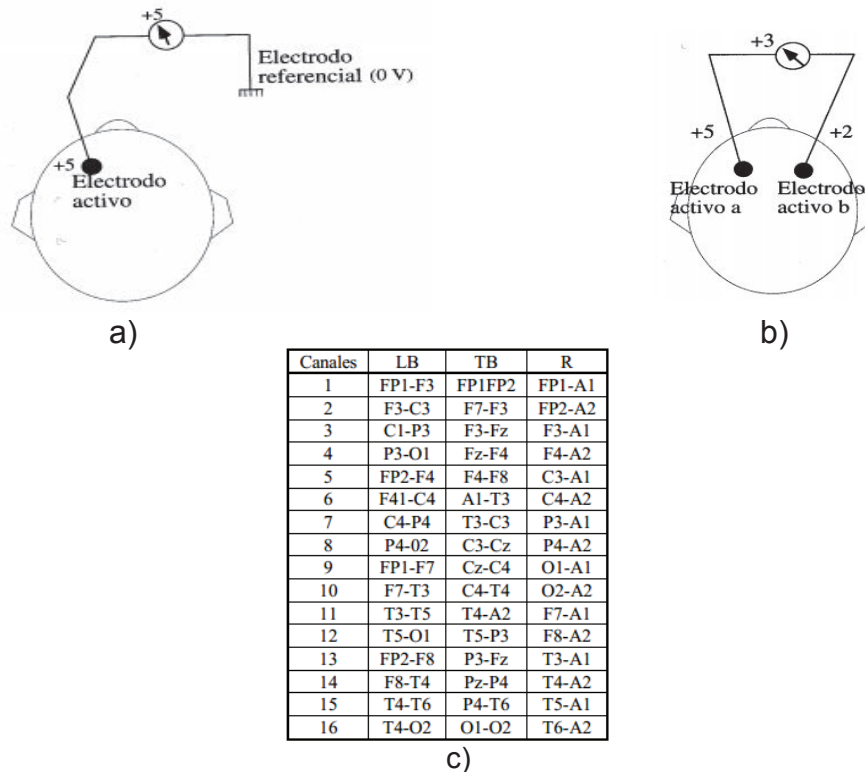


Figura 3.2: a) Registro Monopolar, b) Registro Bipolar, c) Montajes longitudinales (LB), Transversales (TB) y Referenciales (R) [9].

En adelante se trabajará con el registro bipolar por trabajar con dos electrodos activos y ser diferencial, esto ayuda en gran manera a la eliminación de ruidos comunes a los electrodos como por ejemplo la interferencia causada por red eléctrica.

Además se empleará el montaje longitudinal F3-C3 y F4-C4 que está avalado. Con este montaje se consigue cubrir el área encefálica de interés y se reduce el estudio y procesamiento a únicamente dos registros que en adelante se llamaran C1 y C3 respectivamente.

Hay que aclarar que equipos modernos de Electroencefalografía permiten hacer la selección de tipo de registro y montajes mediante software pero el equipo diseñado en esta sección no lo hace ya que es un hardware de especialización es decir diseñado únicamente para esta aplicación.

Una vez escogido el montaje y el tipo de registro, las señales tomadas deben ser amplificadas y filtradas ya que los potenciales de la actividad cerebral producen picos de 10 μ v a 100 μ v [19] y por ser tan pequeñas los registros tomados están altamente contaminados con ruido ambiental por tal razón es necesaria la etapa de filtrado, la amplificación está en función de lograr que las señales puedan ser registradas por el computador y está limitada por los elementos físicos electrónicos utilizados.

3.3 CIRCUITO ELECTRÓNICO DE AMPLIFICACIÓN Y FILTRADO

Los potenciales captados por los electrodos deben ser llevados a un circuito de acondicionamiento cuyo diagrama de bloques se muestra en la Figura 3.3.

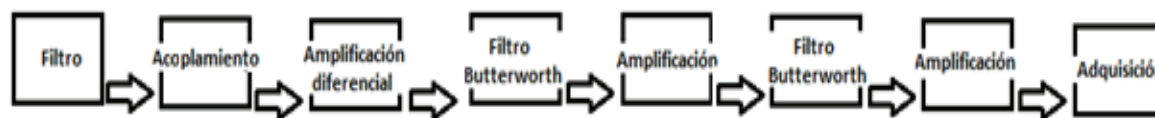


Figura 3.3: Diagrama de bloques del circuito de amplificación y filtrado.

A continuación se describen cada uno de los de los bloques del circuito implementado.

3.3.1 FILTRO PASA ALTOS

El primer bloque (Filtro) corresponde a un filtro básico pasa altos, Figura 3.4, la frecuencia de corte es muy baja (0.01 a 0.1Hz) con el afán de permitir el paso de todas las señales de baja frecuencia, su función primordialmente es la de seguridad al paciente y de acople al siguiente bloque. Para el diseño se asume el valor de $R3 = 1M\Omega$ y se ajusta el valor del capacitor hasta obtener una frecuencia de corte menor a 0.02Hz, en este caso $C2 = 10\mu\text{f}$.

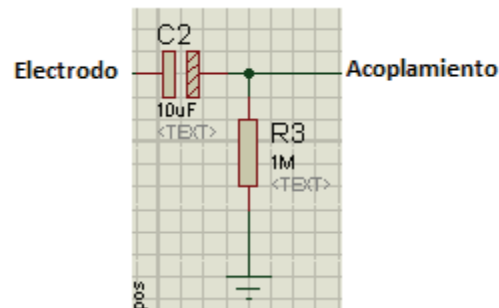


Figura 3.4: Filtro pasa altas.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi * 1000000 * 10 * 10^{-6}} = 0.016\text{hz} \quad (3.1)$$

3.3.2 CIRCUITO DE ACOPLAMIENTO

Luego de esto la señal pasa través de un acople que proporciona una entrada de impedancia infinita (teóricamente), esta etapa junto con la anterior protege al paciente ya que en caso de aparecer un sobre voltaje el mismo tiende a descargarse a través del filtro pasa altas con lo cual no causa mayor daño, este no es principal sistema de protección pero es una de las alternativas incluidas. El acople se realiza mediante el circuito integrado TL084 que brinda cuatro amplificadores operacionales de propósito general (Figura 3.5).

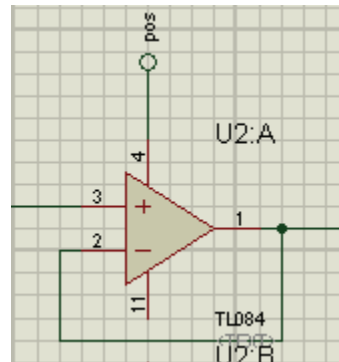


Figura 3.5: Circuito de acoplamiento con amplificadores operacionales.

3.3.3 AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

En las etapas anteriores (Filtro-Acoplamiento) la señal no sufre ninguna distorsión, la siguiente en cambio (Amplificación diferencial) es la primera amplificación que se recomienda sea realizada con un amplificador de instrumentación especializado, el amplificador de instrumentación es uno de los más útiles, precisos y versátiles, las unidades de adquisición biomédica cuentan con al menos uno, en esta etapa se establecen ganancias relativamente bajas con el fin de mejorar las condiciones de rechazo en modo común (CMR) que no es más que la capacidad del amplificador para eliminar señales comunes a sus terminales de entradas, la figura 3.6 muestra el esquema de un amplificador de instrumentación.

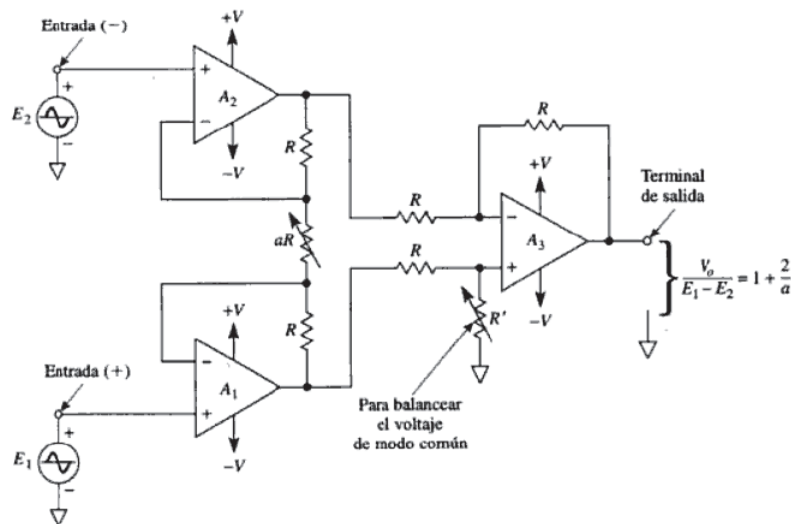


Figura 3.6: Amplificador de instrumentación [21].

Para detalles del funcionamiento y características del amplificador de instrumentación así como su diseño diríjase a la referencia [21].

Para nuestro diseño se utiliza el amplificador de instrumentación comercial AD620 que es uno de los utilizados para instrumentación médica, este elemento permite variar la ganancia con la utilización de una única resistencia externa, Figura 3.7.

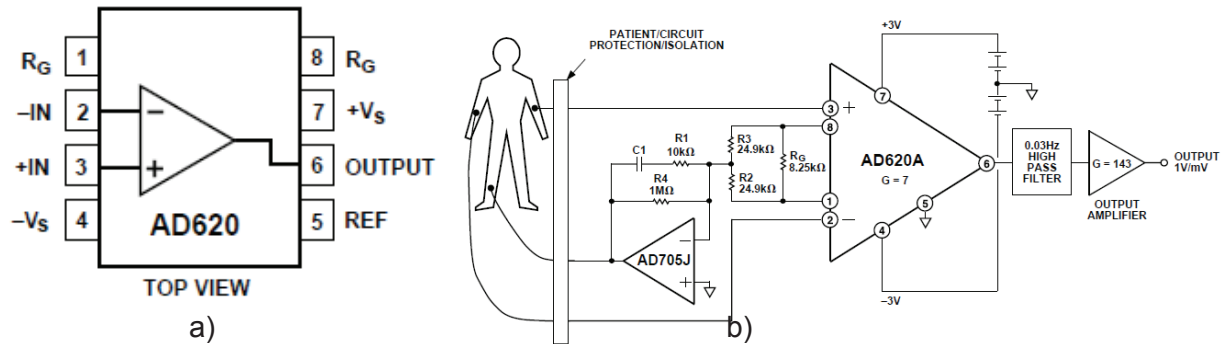


Figura 3.7: a) Distribución de pines y b) aplicación del amplificador utilizado [22].

La ganancia del amplificador comercial se calcula mediante la ecuación (3.2).

$$G = \frac{49.4K\Omega}{R_g} + 1 \quad (3.2)$$

Para una ganancia G_1 igual a 12.5 (valor fijado por ser uno de los más comunes en el diseño de sistemas de adquisición de ondas cerebrales) se ajusta la resistencia $R_g = 4.3K\Omega$, ecuación (3.3).

$$G_1 = \frac{49.4K\Omega}{4.3K\Omega} + 1 = 12.5 \quad (3.3)$$

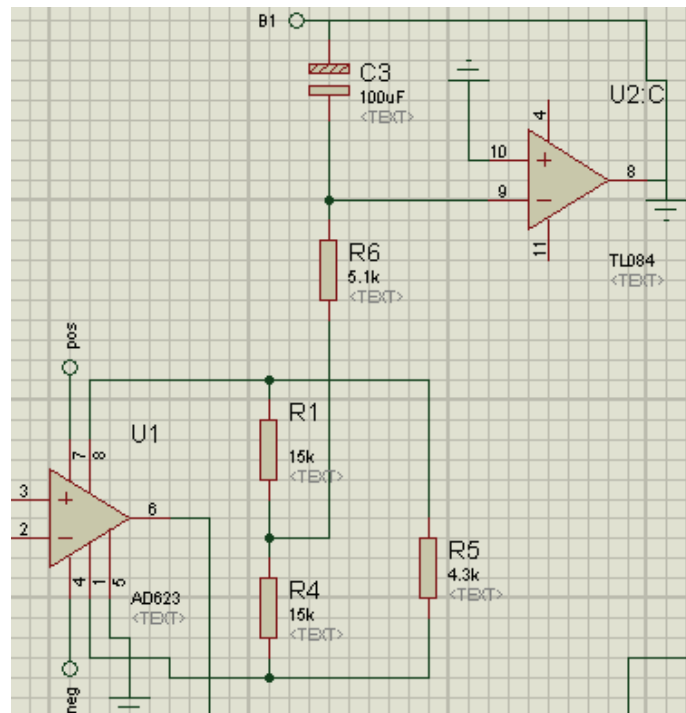


Figura 3.8: Circuito para el amplificador de instrumentación y derivación para toma del electrodo de referencia.

La Figura 3.8 muestra el diseño de conexión para el electrodo de referencia, este se utiliza como su nombre lo indica, para dar un punto común o de referencia al cual se referirán los potenciales de los registros tomados, para este diseño esta referencia se toma mediante un acople desde el amplificador de instrumentación, de forma que no interfiera en su ganancia ni su funcionamiento, y es llevado hasta tierra, esto permite conectar al paciente a tierra con lo cual se proporciona el principal mecanismo de protección, la implementación de este electrodo es independiente del tipo de registro que se utiliza (en este proyecto, registro bipolar).

3.3.4 FILTRO BUTTERWORTH PASA BAJOS

Luego de la primera amplificación, la señal entra al primer filtrado, se trata de un filtro de Butterworth pasa banda de octavo orden, para lograr este orden se combina o conecta en cascada cuatro filtros de segundo orden como el mostrado en la Figura 3.9.

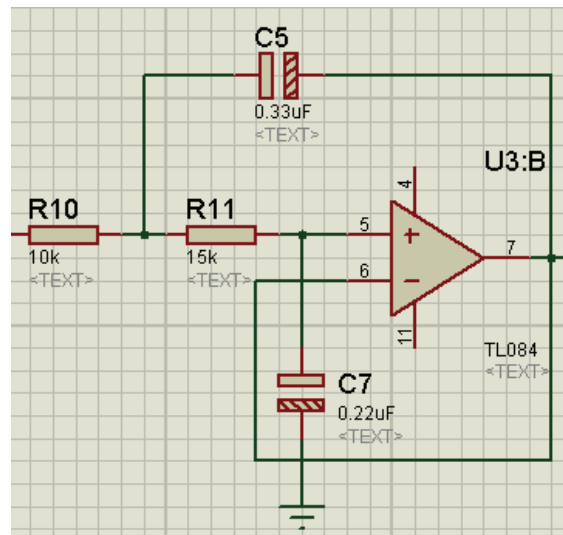


Figura 3.9: Filtro de Butterworth pasa bajas de segundo orden.

La mayoría de sistemas de adquisición incorporan filtros de hasta tercer o cuarto orden para cortar la frecuencia de 0 a 100hz con lo que se cubre todo el espectro de la señal de EEG sin embargo el diseño desarrollado en este trabajo, en base a los resultados obtenidos, no trabajará en este rango sino en el rango de 0Hz a 40Hz que es el rango en el cual se pudieron encontrar las características espectrales con las que se desarrollará el control del elemento final, con esto se pretende eliminar además, la presencia del ruido de la red eléctrica reflejado en los 60Hz.

Para diseñar este filtro se tiene:

$$C5=2C7 \text{ y } R10=R11 \quad (3.4)$$

Además:

$$f_n = \frac{1}{2 * \pi * R10 * C7 * \sqrt{2}} \quad (3.5)$$

Siendo f_n la frecuencia de corte; para realizar el diseño se establece la frecuencia de corte deseada y se asume el valor de $R10$ ó $C7$ y se calcula el valor del elemento faltante.

3.3.5 DISEÑO DE FILTROS MEDIANTE PROGRAMAS COMPUTACIONALES

Para simplificar el diseño de los filtros existen en la actualidad programas computacionales que agilitan el proceso de diseño, uno de estos por ejemplo es el

FilterLab de Microchip, Figura 3.10, este permite seleccionar diferentes tipos de filtros como el de Butterworth, Bessel, Chebychev, entre otros, se puede seleccionar el grado del filtro y la o las frecuencias de corte y el programa nos devuelve la respuesta de frecuencia y el diagrama de conexiones.

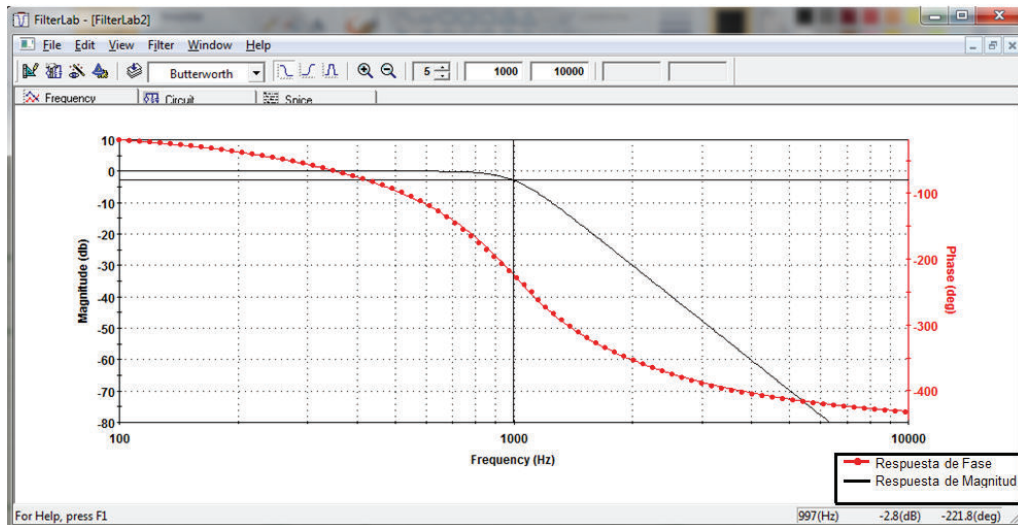


Figura 3.10: FilterLab de Microchip.

Para el diseño del proyecto, considerando la frecuencia de corte en 50Hz, se presentan los resultados de las siguientes figuras donde se aprecia el circuito de conexión (Figura 3.12) con los respectivos valores y la respuesta en frecuencia del sistema (Figura 3.11).

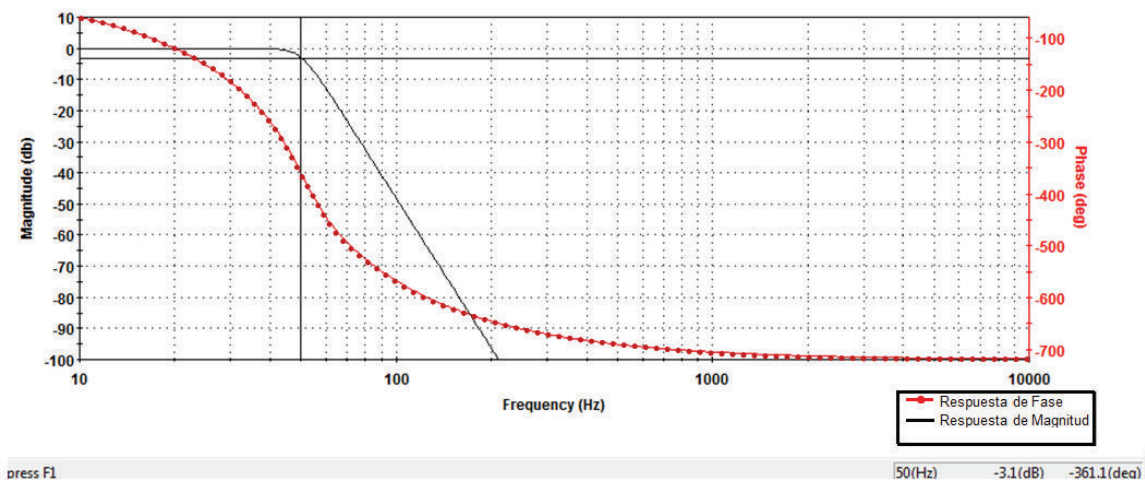


Figura 3.11: Respuesta en frecuencia para un filtro Butterworth pasa bajos de octavo orden diseñado mediante FilterLab.

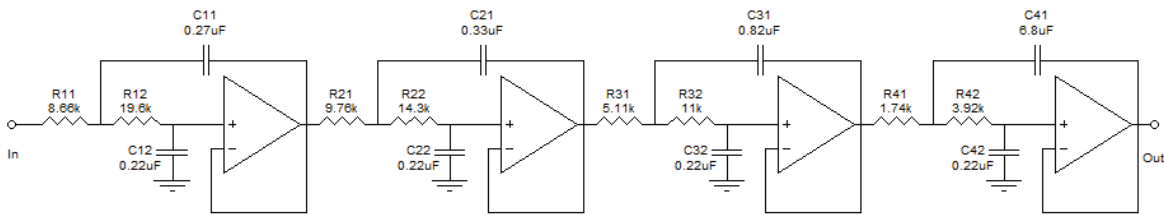


Figura 3.12: Circuito de conexión para un filtro Butterworth pasa bajos de octavo orden diseñado mediante FilterLab.

El orden seleccionado para el diseño del filtro se determinó luego de un proceso de pruebas que determinaron que con un filtro de octavo orden la componente de ruido debido a la red eléctrica y sus efectos es mínimo.

3.3.6 AMPLIFICADORES DIFERENCIALES

Posteriormente, luego del primer filtro, es necesario incrementar la ganancia y para esto se utilizará dos etapas posteriores de amplificación mediante amplificadores diferenciales, Figura 3.13. Hay que aclarar que muchos de los sistemas de adquisición utilizan al menos tres bloques de amplificación que van de una ganancia menor a una mayor, esto se hace para no saturar los elementos y hacerlos trabajar en condiciones adecuadas.

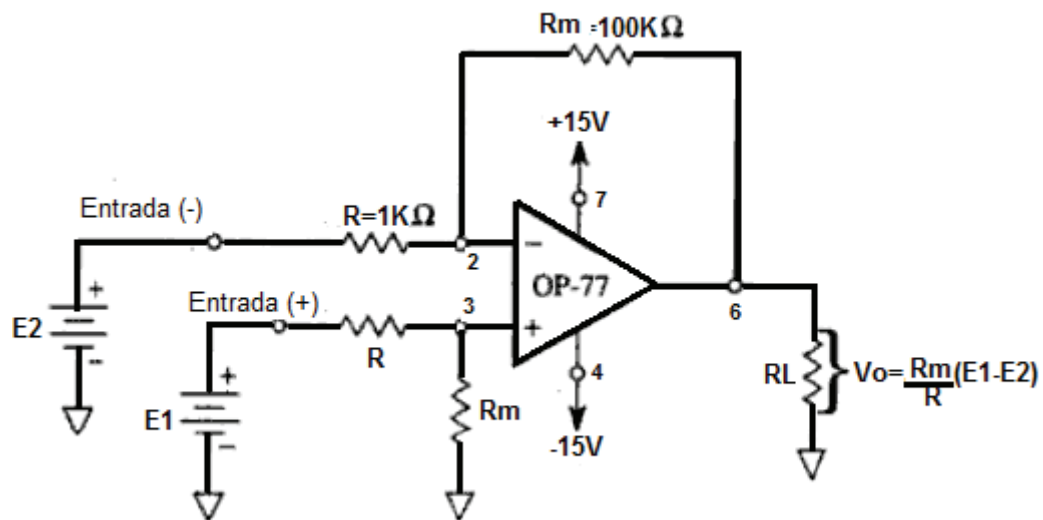


Figura 3.13: Amplificador diferencial [21].

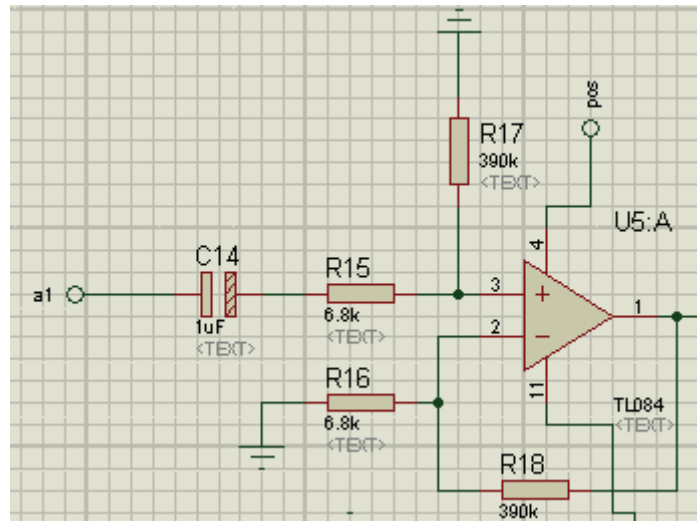


Figura 3.14: Amplificador diferencial y eliminación de componente DC.

El circuito implementado, Figura 3.14, como se dijo, es un amplificador diferencial y para este caso la ganancia está definida como:

$$G = \frac{R17}{R15} * a1 \quad (3.6)$$

Considerando para diseño que, $R17 = R18$ y $R15 = R16$ entonces:

$$G2 = \frac{390K\Omega}{6.8K\Omega} a1 = 57.35a1 \quad (3.7)$$

El capacitor C14 y las resistencias R15 y R17 forman un filtro pasa altos de baja frecuencia de corte (menor a cero), la importancia de este filtro radica principalmente en que este permite eliminar la componente DC que generan los amplificadores operacionales, componente que es propia de su funcionamiento y depende del tipo de elemento se utilice, si esta componente no es eliminada, la etapa de amplificación puede saturarse.

Nuevamente se adiciona una etapa de filtrado para limpiar a las señales de posibles ruidos que hayan podido ingresar entre las etapas anteriores y posterior a esto se da una nueva ganancia mediante otro amplificador diferencial de ganancia $G3$.

$$G3 = \frac{100K\Omega}{22K\Omega} Vi = 4.5 \quad (3.8)$$

Finalmente los registros pueden ser tomados por la etapa de adquisición propiamente dicha, la señal resultante luego de la última amplificación es una señal filtrada en un rango de 0 a 50Hz y con un factor de amplificación teórico GT igual a:

$$GT = G1 * G2 * G3 = 3225.94 \quad (3.9)$$

3.4 SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES TRATADAS

En esta parte, las señales amplificadas y filtradas son convertidas de señales analógicas a señales digitales para que puedan ser manipuladas posteriormente en forma digital, para lograr este cometido se utiliza la tarjeta de adquisición de la National Instrument NI-USB 6009.

3.4.1 TARJETA DE ADQUISICIÓN NI-USB 6009

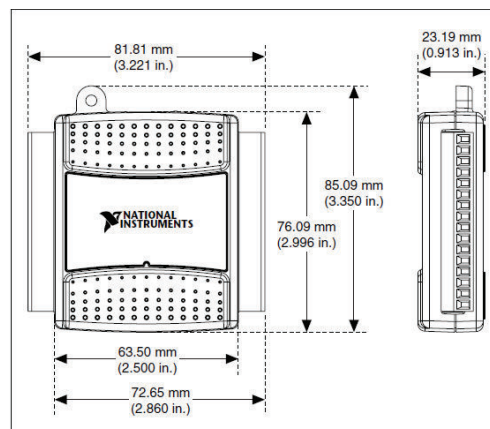


Figura 3.15: Tarjeta de adquisición NI-USB 6009 de la National Instruments.

Las principales características de esta tarjeta son:

- Ocho entradas analógicas
- Dos salidas analógicas
- Doce pines programables como entrada o como salida digital
- Las entradas analógicas en modo diferencial tienen una resolución de 14 bits y de 13 bits en modo simple.
- El rango de las entradas analógicas en modo diferencial es de +- 20v y +- 10v en modo simple.
- Establece comunicación serial con el computador.

Las características anteriores son las más relevantes para este proyecto, además esta tarjeta ha sido utilizada en un trabajo relacionado con un equipo de electroencefalografía [19] con buenos resultados, además, las salidas digitales servirán para el control del elemento final.

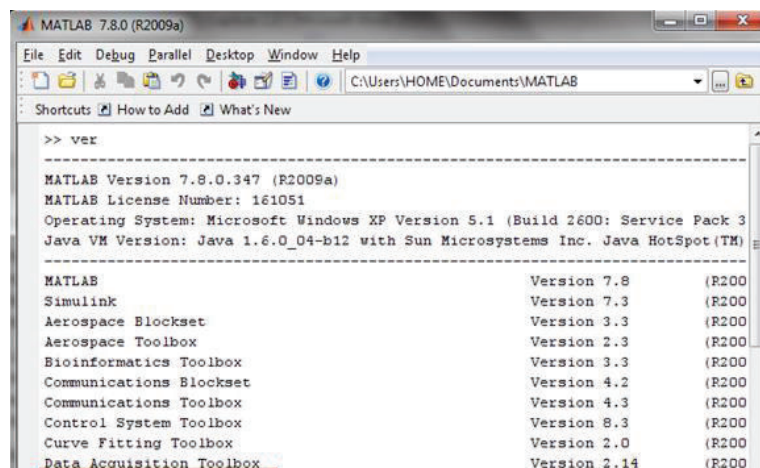
3.5 ACONDICIONAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES

3.5.1 NI USB 6009 CON MATLAB

Para comenzar la adquisición con la tarjeta se debe conectar las salidas de los registros desde el circuito de amplificación y filtrado hasta las entradas analógicas, se debe conectar el pin de tierra de la tarjeta con la tierra del circuito, posteriormente se establece la comunicación entre la tarjeta y el computador.

Luego de conectada la tarjeta al Ordenador es necesaria la instalación del software de arranque de la misma, al concluir correctamente la instalación corre automáticamente un programa para comprobación de funcionamiento y configuración de parámetros (Measurement & Automation).

Si la tarjeta trabaja normalmente ya puede ser utilizada por Matlab, para esto se debe asegurar que la misma este reconocida y que Matlab tenga una versión del Data Acquisition Toolbox. Para comprobar la instalación del Toolbox se escribe el comando “**ver**” en el espacio de trabajo de Matlab, el resultado se muestra en la Figura 3.16.



```

>> ver

-----
MATLAB Version 7.8.0.347 (R2009a)
MATLAB License Number: 161051
Operating System: Microsoft Windows XP Version 5.1 (Build 2600; Service Pack 3
Java VM Version: Java 1.6.0_04-b12 with Sun Microsystems Inc. Java HotSpot(TM)

-----
MATLAB                Version 7.8      (R200
Simulink              Version 7.3      (R200
Aerospace Blockset    Version 3.3      (R200
Aerospace Toolbox     Version 2.3      (R200
Bioinformatics Toolbox Version 3.3      (R200
Communications Blockset Version 4.2      (R200
Communications Toolbox Version 4.3      (R200
Control System Toolbox Version 8.3      (R200
Curve Fitting Toolbox Version 2.0      (R200
Data Acquisition Toolbox Version 2.14     (R200

```

Figura 3.16: Uso del comando “**ver**” para comprobar la instalación del Data Acquisition Toolbox.

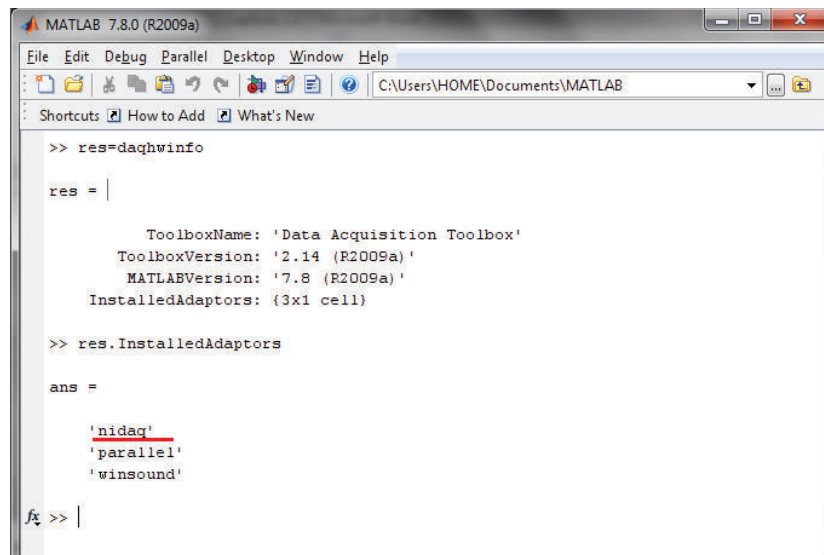
En caso de no encontrarse instalado, se reinstala Matlab o se actualiza la versión.

El siguiente paso es la comprobar que Matlab detecte la tarjeta, para esto se escribe el siguiente código en el espacio de trabajo.

```
>>res=daqhwinfo
```

```
>>res.InstalledAdaptors
```

Los resultados se muestran a continuación.



```
MATLAB 7.8.0 (R2009a)
File Edit Debug Parallel Desktop Window Help
C:\Users\HOME\Documents\MATLAB
Shortcuts How to Add What's New

>> res=daqhwinfo

res = |

    ToolboxName: 'Data Acquisition Toolbox'
    ToolboxVersion: '2.14 (R2009a)'
    MATLABVersion: '7.8 (R2009a)'
    InstalledAdaptors: {3x1 cell}

>> res.InstalledAdaptors

ans =

    'nidag'
    'parallel'
    'winsound'

>> |
```

Figura 3.17: Uso del comando “*daqhwinfo*” para determinar la correcta instalación de la tarjeta de adquisición.

Como puede apreciarse en la Figura 3.17, Matlab reconoce a la tarjeta, en caso de no ser así, es necesaria la instalación de un driver que se puede descargar de la página www.ni.com.

Dentro del espacio de trabajo de Matlab existen diferentes comandos que permiten controlar y configurar algunos tipos de tarjetas de adquisición de diferentes constructores, para este caso el comando principal que ayuda es “*help daq*”.

“*help daq*”

Este comando muestra todas las posibilidades de instrucciones con las que se puede trabajar.

“daqhelp”

Muestra una lista completa de las funciones del Data Acquisition Toolbox que es el directorio de Matlab que permite trabajar con las tarjetas de adquisición.

3.5.1.1 Sesión de Adquisición

Para comenzar un proceso de adquisición es necesaria la ejecución de los siguientes pasos.

Inicialización, lectura y/o escritura, cerrar la sesión.

3.5.1.2 Inicialización

En esta parte se identifica que tipo de recurso se utilizará, es decir, la tarjeta a utilizar y que elemento de la misma y bajo qué condiciones, por ejemplo, rango de voltaje, frecuencia de muestreo, tipo de adquisición, entre las más importantes.

Código de inicialización:

```
>>AI = analoginput('nidaq','Dev1');
>>set(AI,'SampleRate',Fs);
>>duration=1;
>>ActualRate = get(AI,'SampleRate');
>>set(AI,'SamplesPerTrigger',duration*ActualRate);
>>set(AI,'TriggerType','Manual');
>>set(AI,'InputType','SingleEnded');
>>names = makenames('chan',1:4);
>>addchannel(AI,0:3,names);
```

La primera línea de código establece “AI” como el nombre de la sesión de adquisición, dentro de esta definimos las entradas analógicas como recurso a utilizar, “nidaq” corresponde al nombre de constructor de la tarjeta (en este caso National Instruments) y “Dev1” es el nombre del adaptador de la tarjeta, este nombre puede encontrarse en los parámetros del Measurement & Automation Explorer.

En la segunda línea se establece la frecuencia de muestreo con un valor “Fs”, la quinta línea determina el tiempo de la adquisición y el número de muestras de la misma, la sexta línea establece el tipo de disparo para comenzar la adquisición esta puede ser manual “*Manual*” o inmediata “*Inmediate*”, en el caso de la primera, la adquisición comienza luego de habilitar el comando “*trigger*”, esto deja el control de la adquisición a criterio del diseñador, la segunda opción comienza la adquisición con el comando “*start*” inmediatamente luego de terminar la inicialización de la tarjeta; la séptima línea del programa establece la configuración de las entradas para una adquisición como simple “*SingleEnded*” o diferencial “*Differential*”, en el caso de la primera se puede trabajar individualmente con cada entrada tomando como referencia la tierra del sistema, en el caso de la segunda se utilizan dos entradas referenciadas entre sí para una adquisición lo que reduce el número de canales de adquisición -disponibles según la tarjeta- a la mitad.

Los últimos comandos asignan nombres “*chan*” a los canales y definen la adquisición por cuatro canales desde el canal 0 hasta el canal 3 con nombres chan1 a chan4 respectivamente.

3.5.1.3 Lectura de Datos

Una vez definidos los parámetros de la adquisición puede comenzarse a transferir los datos.

```
>>start(A1);
```

Inicia la adquisición de los datos pero no los transmite automáticamente si el tipo de disparo se seleccionó como manual.

```
>>trigger(A1);
```

Inicia la transmisión de los datos desde la tarjeta al ordenador cuando se ha seleccionado el disparo en modo manual.

```
>>datos=getdata(A1);
```

Guarda los datos de la adquisición.

3.5.1.4. Cerrar Sesión

```
>>delete(A1);
```

Una vez terminada la adquisición es necesario cerrar y borrar la conexión para que la tarjeta pueda ser ocupada por otra aplicación.

Para mayor información del uso de la tarjeta con Matlab referirse a [22].

3.5.2 ELIMINACIÓN DE COMPONENTES DC

Debido al diseño de construcción de la tarjeta de adquisición, la misma ofrece una componente dc de 1.4v más la componente dc de los amplificadores operacionales, este valor es muy superior al de las señales del EEG, para removerlas se usa el siguiente código.

Cabe indicar que el comando “**getdata**” utilizado devuelve una matriz con los datos de todos los canales por lo que para tratarlos primero son separarlos.

```
>>m= mean (c11);
```

```
>>c12=c11-m;
```

Donde, “c11” es el vector que contiene los datos de adquisición referentes a un canal, el comando “**mean**” devuelve el valor medio de los datos registrados por ese canal y lo guarda en la variable “m”.

Luego de obtenido el valor medio de los datos, este valor es restado de cada elemento del vector “c11” donde se guardan los datos de la adquisición, con este proceso se logra eliminar la componente de dc, posterior a esto, los datos son guardados en la variable “c12”.

Luego de eliminar la componente dc, las señales están listas para ser filtradas y posterior a esto usadas en el algoritmo de clasificación y control, el proceso de filtrado digital se aborda a continuación.

3.5.3 PROCESO DE FILTRADO

Las señales pasan mediante tres etapas de filtrado digital, el primer filtro es un filtro pasa banda con frecuencia de corte de 3.5hz hasta 40Hz, la siguiente etapa es un

filtro corta banda de 60Hz, este fue implementado ya que al realizar las pruebas se detectó que a pesar de restringir por hardware la frecuencia hasta 50Hz la contaminación que causa el sistema eléctrico es aun considerable.

Por último se aplica filtros de corte para las frecuencias de interés, todos los filtros aplicados son filtros FIR.

3.5.3.1 Filtros FIR

Los filtros FIR (Finite Impulse Response) usan muestras actuales y pasadas para obtener una salida sin usar la salida anterior, los Filtros de Respuesta Impulsional Finita producen una serie finita de datos de salidas diferentes de cero para una serie finita de datos.

Son filtros estables capaces de tener una respuesta de fase lineal lo que significa que tiene un retraso constante.

El comando usado en Matlab es:

```
>>b = fir1(n,Wn,'ftype',window)
```

Donde, “*n*” es el orden del filtro, “*Wn*” es la frecuencia de corte, “*ftype*” define al filtro como pasa altas, pasa bajas o pasa banda, “*window*” define el tipo de ventana con el cual el filtro calcula su respuesta, la ventana predeterminada es el modelo de Hamming.

Para aplicar el filtro digital se usa el comando “**filter**”.

```
>>Fmax=150; Es la frecuencia de Nyquist
```

```
>>wn=[3.5 40]/Fmax;
```

```
>>b = fir1(50,wn);
```

```
>>sal1=filter(b,1,c1);
```

3.5.4 ELIMINACIÓN DE ARTEFACTOS

Como se explicó en el capítulo dos de este escrito, la eliminación de artefactos se realiza mediante la implementación de filtros y la eliminación de señales que no corresponden a señales de EEG válidas mediante reconocimiento de patrones; en

esta sección se implementa entonces los filtros tipo FIR descritos con anterioridad en las siguientes bandas, ritmos alfa-mu de 5 a 13hz y ritmos beta de 18 a 25hz.

Para el reconocimiento de patrones es necesario tener los mismos cargados y normalizados, es necesario aclarar nuevamente que los patrones que se incorporan en esta selección corresponden al resultado de esta investigación luego de cientos de pruebas y bajo las disposiciones y procedimientos que enmarcaron la misma, una vez cargados los patrones se hace un barrido y comparación con la señal adquirida a fin de determinar mediante el cálculo de la distancia euclidiana la presencia de artefactos y en caso de haberlos, el segmento de datos es eliminado.

Carga de patrones de movimiento ocular previamente guardados como archivos de texto extensión “.txt”.

```
>>ff=textread('bconc1.txt');
```

```
>>gg=textread('bdec1.txt');
```

```
>>g1=textread('bdec2.txt');
```

Comparación entre los datos y el patrón.

```
>>Distcon1=sqrt(sum((bconc1-sal1).^2));
```

```
>>Distcon2=sqrt(sum((bdec1-sal2).^2));
```

```
>>Distcon3=sqrt(sum((bdec2-sal3).^2));
```

```
>>Distcon4=sqrt(sum((bdec3-sal4).^2));
```

Donde, “sal1”, “sal2”, “sal3” y “sal4” corresponden a la adquisición de los canales luego de los filtros, por otra parte, si alguna de las variables “Distcon1”, “Distcon2”, “Distcon3” o “Distcon4” es un valor de cero o cercano, esa muestra es eliminada y no entra en el análisis espectral.

Otro mecanismo que se emplea para la eliminación de artefactos que da un resultado similar al anterior es el que se ha denominado como eliminación por umbrales, este método se basa en una consideración muy simple, en condiciones normales, la señal de EEG es muy baja en comparación con la señal producida por los artefactos

además sabemos con certeza en que rangos de potencial esperamos obtener nuestras señales ya que sabemos el valor de la ganancia del sistema de amplificación, por ese motivo podemos decir con gran seguridad que valores fuera de ese rango no corresponden a valores validos por lo que no deben ser considerados, la Figura 3.18 muestra la presencia de los umbrales permitidos para una señal de Electroencefalograma.

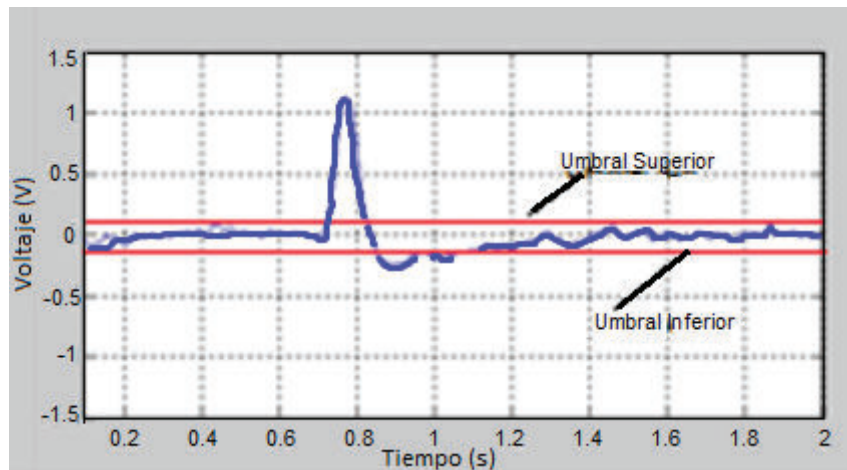


Figura 3.18: Umbrales superior e inferior en donde se espera la señal de EEG.

Sabiendo que los potenciales de EEG pueden llegar a oscilar entre 10uv a 100uv, asumimos el valor máximo del rango es decir 100uv, con la ganancia $GT=3226$ del circuito de amplificación, se espera una señal de salida de 0.2v, este correspondería a un valor de umbral base, para no eliminar señales validas, se ha duplicado el valor umbral base con lo que se eliminara todo valor fuera del intervalo [-0.4v a 0.4v].

3.6 ANÁLISIS ESPECTRAL

Este análisis se basa en el uso de tres métodos, la transformada rápida de Fourier, análisis Blackman-Harris-Welch y la transformada Wavelet, métodos definidos y validados en los capítulos anteriores.

3.6.1 TRANSFORMADA RÁPIDA DE FOURIER

Para la aplicación de esta transformada se establecen los siguientes parámetros.

>> $L=2000$; Longitud de la señal.

>> $NFFT = 2^{\text{nextpow2}(L)}$; Siguiente potencia de dos de la longitud de “L”.

>> $Y1 = \text{fft}(mu, NFFT)/L$; Salida del filtro; “mu” corresponde a los datos filtrados previamente.

>> $f1 = Fs/2 * \text{linspace}(0, 1, NFFT/2+1)$; Genera el vector de frecuencias en base a la frecuencia de muestreo.

3.6.2 BLACKMAN-HARRIS-WELCH

Para la transformación se establecen los siguientes parámetros.

>> $ventana = \text{blackmanharris}(\text{length}(mu)/6)$; Establece el tipo de ventana y su tamaño.

>> $noverlap = \text{fix}(\text{length}(ventana))/2$; Determina el tipo de traslape que tendrán las ventanas, en este caso estarán solapadas a la mitad.

>> $[psd, fpsd1] = \text{pwelch}(mu, ventana, noverlap, nfft, Fs)$; Aplica la ventana y el tipo de traslape definidos sobre los datos “mu”, “nfft” es la resolución con la que se desea la respuesta del análisis y “Fs” la frecuencia de muestreo.

3.6.3 TRANSFORMADA WAVELET

Para la transformación se establecen los siguientes parámetros.

>> $[c, l] = \text{wavedec}(tc1, 9, 'db10')$; Devuelve la descomposición wavelet de los datos “tc1”, la descomposición se hace para nueve niveles mediante la característica “db10”.

Este análisis puede realizarse con la utilización de diferentes familias de ondas, una de estas especies de familia es la denominada onda Daubechies (db), la onda utilizada (db10, Figura 3.19) se selecciona por su similitud con la onda cerebral.

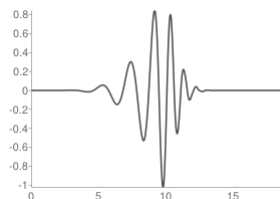


Figura 3.19: Wavelet Daubechies (db10)[12].

Una mejor descripción de las diferentes familias para análisis wavelet se presenta en [23].

Las bandas generadas por la descomposición wavelet para la frecuencia de muestreo de 300Hz son mostradas en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1: Bandas de análisis para descomposición Wavelet.

Descomposición	Rango de frecuencia (Hz)	Nivel
D1	135 - 150	1
D2	120 - 135	2
D3	105 - 120	3
D4	90 -105	4
D5	75 - 90	5
D6	60 - 75	6
D7	45 - 60	7
D8	30 - 45	8
D9	15 - 30	9
A9	0 -15	9

El análisis espectral puede llevarse a cabo en cada una de las bandas o en todas a la vez, en caso de querer utilizarlas por separado, se usa el siguiente código.

```
>>for i = 1:9
    A(i,:) = wrcoef('a',c,l,'db10',i);
    D(i,:) = wrcoef('d',c,l,'db10',i);
>>end
```

Como siguiente paso se utiliza el comando “**wenergy**” para calcular la energía del nivel o de los niveles, este comando tiene la siguiente estructura.

```
>>Eac1 = wenergy(c,l);
```

Dónde: “*c*” y “*l*” son los coeficientes encontrados por el comando “**wavedec**”.

3.7 RECAPITULACIÓN

Las señales luego de ser adquiridas por elementos y procedimientos avalados, ingresan a un circuito el cual las amplifica y filtra, dicho circuito cuenta con protecciones para el paciente así como para el sistema, cuenta con tres etapas de ganancias menores de las cuales una está diseñada empleando un amplificador de instrumentación, se cuenta con dos etapas de filtrado y acoples que eliminan la componente DC propia de los amplificadores operacionales utilizados.

Las ondas amplificadas y filtradas son adquiridas mediante la tarjeta de adquisición NI USB 6009 de la National Instrument y el software de desarrollo Matlab, los datos obtenidos son guardados y procesados nuevamente, -son amplificados y filtrados-, posteriormente, son procesados mediante tres métodos para encontrar el espectro de potencia de los mismos. Se debe aclarar que de este punto en adelante se trabajará y se referirá como señales procesadas a los datos que han pasado por el proceso anterior y que además corresponden exclusivamente a las bandas de interés (ondas mu-alfa 5-13hz y beta de 18-25hz).

Una vez obtenidas las señales procesadas estas ingresan a un nuevo procedimiento, el de clasificación y el resultado de dicha clasificación ejecutará el control del elemento final, los detalles de este procedimiento se desarrollan en el siguiente capítulo.

CAPÍTULO 4

IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROL

4.1 INTRODUCCIÓN

Una vez obtenidas las señales procesadas en el rango de frecuencias de interés, su espectro de potencia, su energía, sus mínimos y máximos, son comparados en base a las hipótesis de clasificación encontradas en el procesamiento de las señales en tiempo diferido y si estas tienen gran similitud, son clasificadas como intención de movimiento del brazo derecho o izquierdo según corresponda y en consecuencia se ejecuta el movimiento del brazo robótico como elemento final.

A continuación se detallan los procedimientos y herramientas utilizadas para lograr lo planteado así como un detalle del elemento controlado y variaciones o modificaciones que fuesen necesarias en fin de lograr los mejores resultados.

4.2 ESTADO DE REPOSO COMO ESTADO BASE

El control de la investigación parte fundamentalmente de distinguir el cambio de actividad mental desde el reposo, como base, hasta la imaginación de los diferentes movimientos.

Se determinó también que en estado de reposo, las características espectrales son simétricas y están en fase, sin embargo, al desarrollarse el tratamiento de las señales en tiempo diferido, para llegar a este estado, era necesaria una inducción al paciente es decir no todas las señales obtenidas del cerebro mientras el sujeto descansa pueden asumirse como un estado mental de reposo, de hecho, se ha registrado gran actividad del cerebro a pesar de no ejecutarse movimientos y el paciente este reposando.

Es muy complicado controlar los pensamientos que desarrolla una persona y mantenerlos ya que el cerebro no es un elemento al que se le programen niveles lógicos para salidas continuas. Por tal razón, el partir del reposo y asumirlo como un

estado de perfecta simetría conlleva a limitaciones al momento de aplicar el algoritmo de control desarrollado en esta investigación.

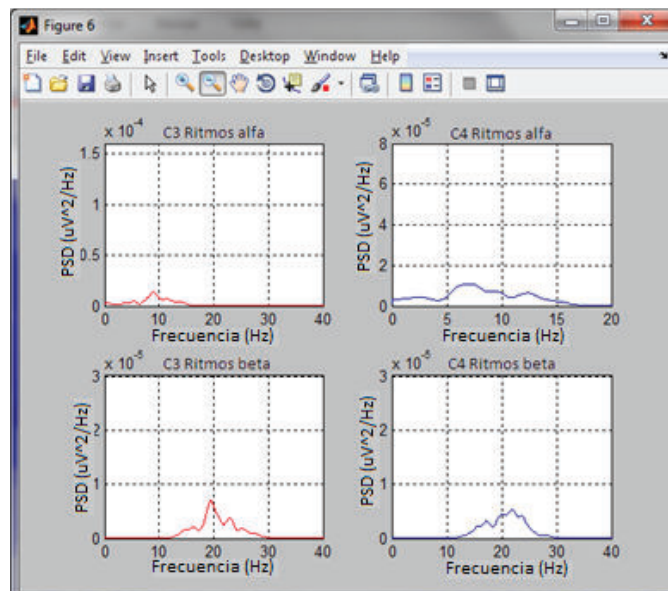


Figura 4.1: Espectro de una muestra tomada mientras el paciente descansa, análisis mediante Blackman-Harris-Welch para los canales C3 y C4.

Como se aprecia en la Figura 4.1, la muestra tomada no corresponde a un patrón esperado en estado de reposo a pesar de ser tomada mientras el paciente descansa, esto puede notarse ya que los picos de mayor potencial de los canales C3 y C4 no son iguales y tampoco lo es la frecuencia en la cual se desarrollan, en ninguna de las bandas estudiadas (Alfa-Beta), en otras palabras, no están sincronizados.

Para no incurrir en decisiones equivocadas de control, se simulará el procedimiento para toma de señales que se describe en el capítulo dos. Es decir, el control se llevará bajo pedido previa la inducción al estado mental de reposo, para inducir a dicho estado a l paciente, se tratara de ofrecer al mismo un ambiente de comodidad y libre de distracciones en la medida de lo posible.

4.3 POTENCIALES FINALES PARA CLASIFICACIÓN

En el capítulo dos se ha definido las características desarrolladas por la intención o imaginación del movimiento de las extremidades superiores, estas características fueron llamadas hipótesis de control, se determinó también que la variabilidad

interpersonal e intrapersonal afecta considerablemente dichas hipótesis con lo cual un control en base al desbalance de potenciales de hemisferios resulta poco eficaz y con un alto grado de decisiones erróneas como se expone en el capítulo cinco sobre pruebas y resultados.

Hay que aclarar que las características encontradas siguen presentes pero no son estables es decir, tanto las frecuencias como los picos tienen movimientos oscilantes, dicha oscilación en frecuencia es leve y permanece dentro del rango de interés, sin embargo, las oscilaciones de los picos de potencial son muy irregulares.

Finalmente, el control se basa en el estudio de dos registros, el generado por el montaje F3-C3 y el generado por F4-C4 que en adelante se conocerán como canal C3 y canal C4 respectivamente; de estos registros, se estudia únicamente el espectro de potencia en las bandas mu-alfa (5-13Hz) y beta (18-25Hz). Bajo las condiciones indicadas, las características vistas por el sistema se muestran en las siguientes figuras.

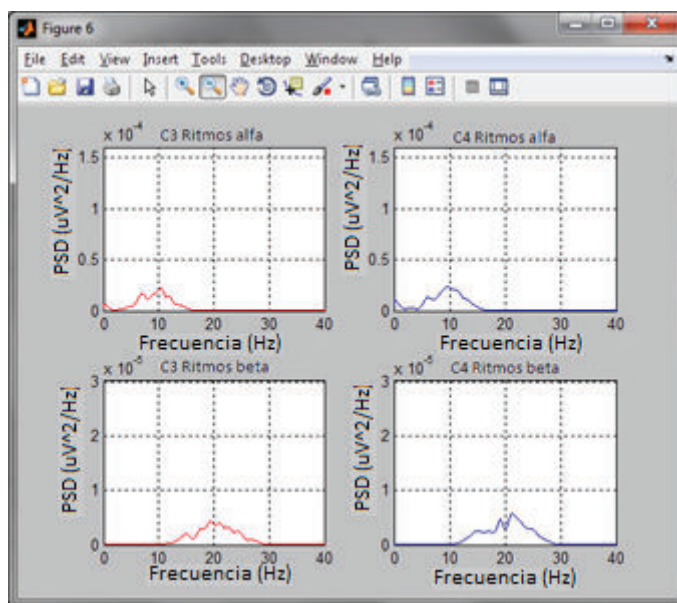


Figura 4.2: Análisis espectral de los canales C3 y C4 mediante Blackman-Harris-Welch en escala lineal para el estado de reposo.

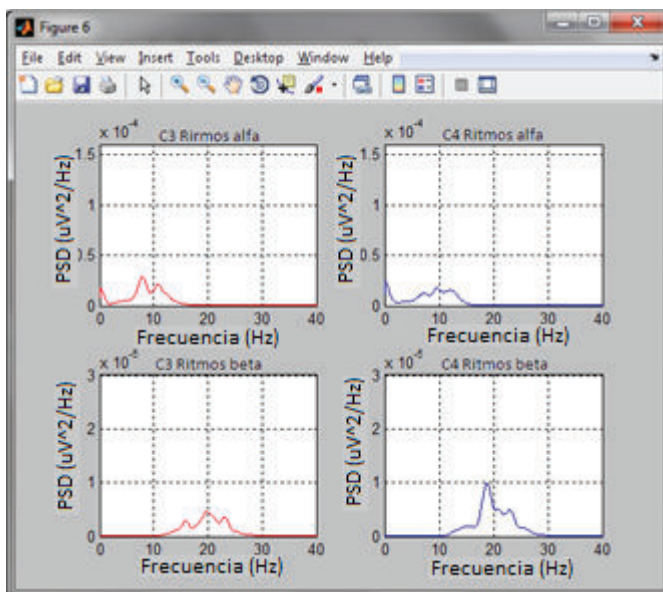


Figura 4.3: Análisis espectral de los canales C3 y C4 mediante Blackman-Harris-Welch en escala lineal al desarrollar la imaginación de movimiento del brazo derecho.

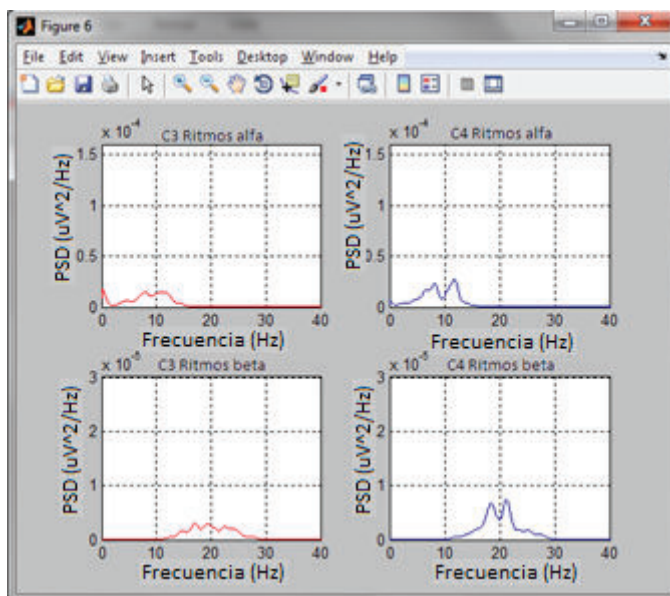


Figura 4.4: Análisis espectral de los canales C3 y C4 mediante Blackman-Harris-Welch en escala lineal al desarrollar la imaginación de movimiento del brazo izquierdo.

Los gráficos anteriores permiten confirmar la presencia de las tres hipótesis de control encontradas; la primera (Figura 4.2), en estado de reposo los hemisferios están sincronizados, es decir, la potencia de su espectro esta alrededor de los 10Hz o de los 20Hz según la banda de análisis para ambos canales, la segunda (Figura

4.3), al imaginar el movimiento de los brazos los potenciales de los espectros de los canales disminuyen uno con respecto del otro según la extremidad de la cual se simula el movimiento (C3 vs C4), y la tercera (Figuras 4.3 y 4.4), los potenciales de los canales son diferentes durante el desarrollo de los tres estados mentales (reposo, imaginación del movimiento del brazo derecho imaginación del movimiento del brazo izquierdo) con respecto a si mismo (C3 vs C3 y C4 vs C4).

4.3.1 UMBRALES DE POTENCIAL

4.3.1.1 Umbrales relacionados a la actividad cerebral

Como otro resultado de la investigación, se logró determinar el nivel de potencial generado por la actividad cerebral ya que se debe discernir entre una señal válida para el análisis de control y una señal de interferencia; si bien es cierto, el trabajo de los filtros restringe y selecciona de gran forma que los datos pertenezcan a una posible señal cerebral, no se hace una selección más enfocada para determinar una característica válida para el procesamiento.

Gracias a la utilización de los electrodos tipo copa de plata chapada en oro y del gel conductor TEN20, se logra obtener potenciales significativos únicamente cuando están combinados y exista potencial que genere reacciones entre los mismos, en otras palabras, si los electrodos no se conectan mediante el gel conductor a una fuente de potenciales, los electrodos registran potenciales sumamente bajos.

En consecuencia a lo anterior, se calcula el potencial de los canales C3 y C4 mediante el procedimiento Blackman-Harris-Welch en las bandas de interés ya definidas con anterioridad, posteriormente, se extrae la potencia promedio que se calculó como la norma al cuadrado del vector de espectros, dividida por la longitud de dicho vector (ecuación (4.1)).

$$Potencia = \frac{1}{L} \sum_i^L (PSDi)^2 = \frac{1}{L} (norm(PSDi))^2 \quad (4.1)$$

Para calcular la norma de un vector en Matlab se usa el comando "**norm(A)**" donde A es el vector del cual se desea sacar la norma.

Por último, el sistema establece que al menos una de las potencias promedio de los canales sea mayor al valor de $0.07\mu\text{V}^2$, este valor fue tomado como resultado del proceso de observación y se detalla en el capítulo de pruebas y resultados; al cumplirse esta condición, los datos son enviados al análisis de detección de patrones y como entrada al clasificador de señales.

4.3.1.2 Umbrales característicos en la intensidad de movimiento.

Del análisis de la segunda hipótesis de clasificación y como se estableció en la sección sobre decisión y control del capítulo dos, en esta parte, el sistema de control establece en base a los picos de potencial alrededor de los 20Hz, que:

Bajo condiciones de conexión, procesos adecuados y análisis completo (descrito en capítulos anteriores), si el potencial de las ondas beta del canal C3 es mayor al potencial de las mismas ondas en el canal C4 entonces, los potenciales corresponden a la imaginación del movimiento del brazo izquierdo o viceversa como se aprecia en la Tabla 4.1.

Tabla 4.1: Condiciones de pico de potencial para la toma de decisión y control según la segunda hipótesis.

Pico de Potencial (Ritmos Beta)	Movimiento
C3>C4	Izquierda
C4>C3	Derecha

Como parte final las señales procesadas entran a un clasificador especializado para que determine a qué clase de movimiento de extremidades superiores corresponden las señales adquiridas.

4.3.2 DETECCIÓN DE PATRONES

Tomando el estado de reposo como estado base, es fácil notar la diferencia entre este estado y el desarrollo de una actividad mental asociada a la imaginación de movimientos de las extremidades superiores ya que en el estado de relajación, las

características espectrales pueden considerarse como simétricas mientras que para el movimiento, las características toman formas irregulares.

Aprovechando esta característica, el control encontrará esta distorsión e indicará la actividad mental relacionada a la intención del movimiento, posteriormente se complementará el control con el análisis de los picos del espectro así como la decisión de los clasificadores.

Luego de un largo proceso de observación, se pudo detectar la presencia de cinco características o formas las cuales son altamente comunes al desarrollar los pensamientos estudiados, Figura 4.5.

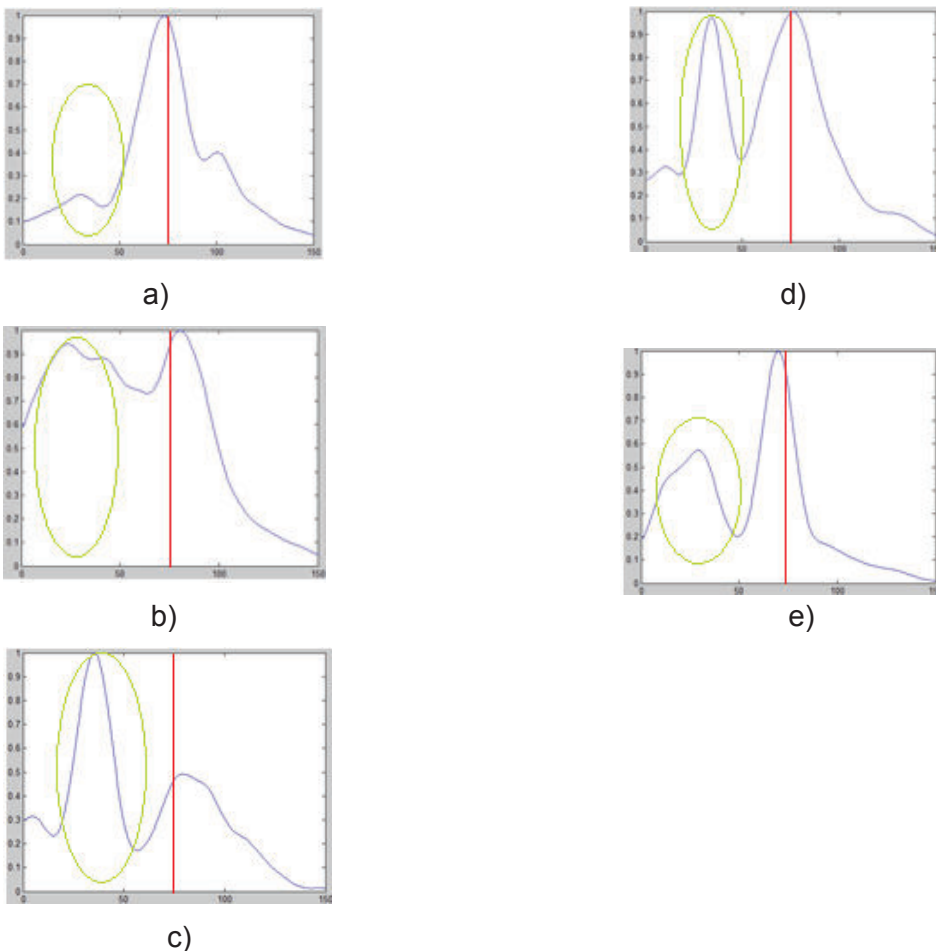


Figura 4.5: Distorsión de la característica espectral en el espectro de las ondas alfa, a) reposo, b), c), d), e) actividad relacionada a la intención del movimiento de extremidades superiores.

En la Figura 4.5, el literal a) corresponde a la característica desarrollada en el estado de relajación o reposo, la línea vertical en rojo establece la frecuencia de 10Hz y la circunferencia en verde determina la zona de frecuencia en la que se desarrollan los ritmos mu (8-13Hz), en el caso del estado de reposo, el mayor potencial se desarrolla alrededor de 10Hz y la presencia de los ritmos mu es muy baja.

En el caso de los literales b), c), d) y e), son características desarrolladas durante la intensión de movimiento de los brazos, puede apreciarse en estas gráficas que el incremento en los ritmos mu es evidente y que incluso pueden desarrollar potenciales mayores a los desarrollados por los ritmos alfa (alrededor de 10Hz).

Para detectar la forma de las características descritas anteriormente, se utilizará el sistema aplicado en la detección de artefactos descrito en el capítulo dos esto se trata del cálculo de la distancia euclidiana.

4.3.3 ESTADO DE RELAJACIÓN CON OJOS CERRADOS COMO POTENCIAL DE CLASIFICACIÓN

Como resultado de la investigación se logra detectar una característica adicional, el incremento del potencial de los ritmos alfa cuando el paciente cierra los ojos y entra en estado de relajación o reposo; (el estudio de esta característica no se desarrolló en el capítulo dos por no relacionare con los patrones de imaginación de movimiento de extremidades que en principio fue la base de la investigación) debido a la claridad con la que se desarrolla de este nuevo potencial característico y la relativa facilidad con la que se puede inducir al paciente a desarrollar este estado que además es el reflejo de una decisión voluntaria, dicho potencial será incorporado para la etapa del control.

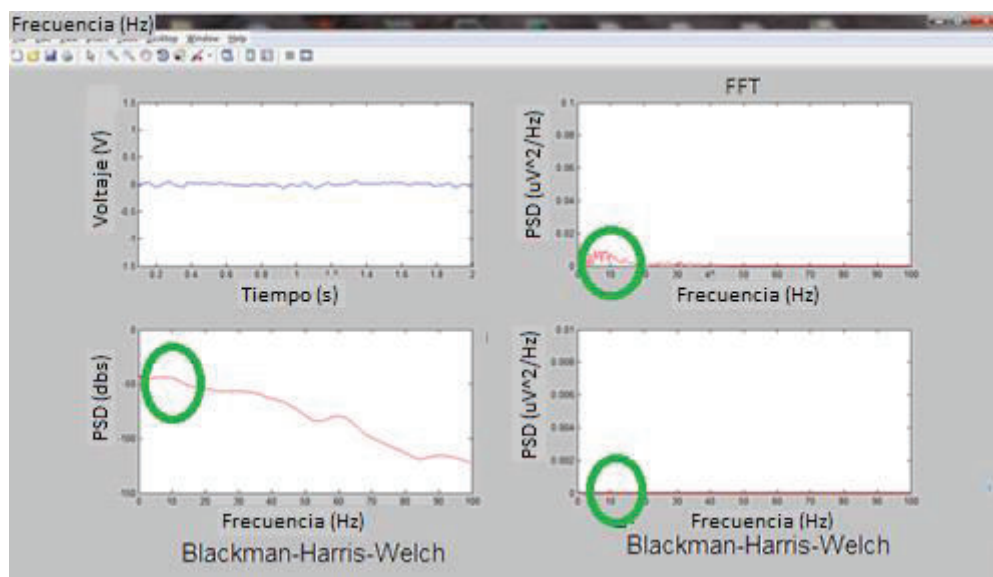


Figura 4.6: Análisis espectral correspondiente al estado de reposo con ojos abiertos.

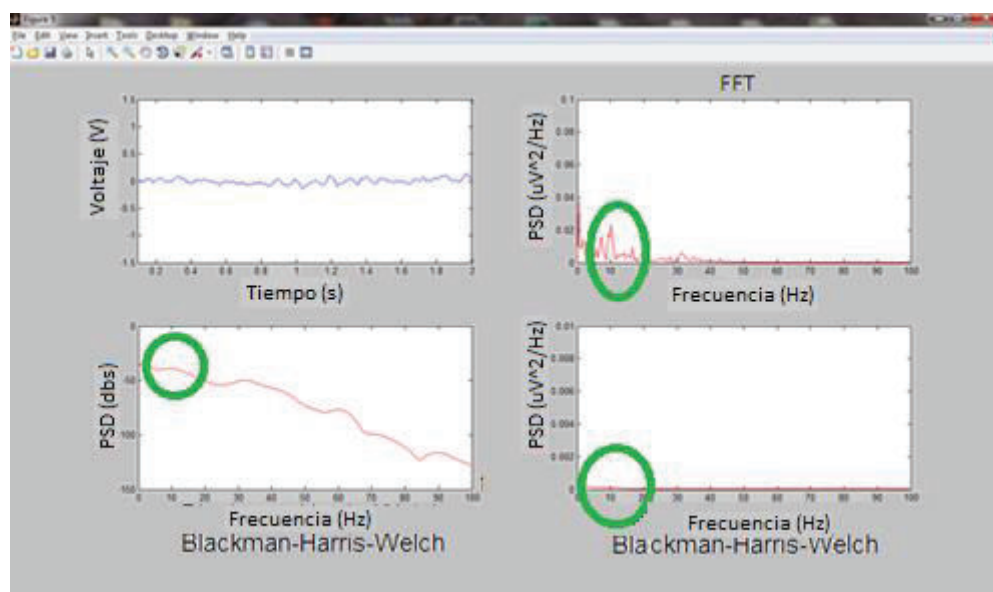


Figura 4.7: Análisis espectral correspondiente al estado de reposo con ojos cerrados.

En las Figuras 4.6 y 4.7 puede apreciarse claramente que en la banda de los 10Hz (circunferencia en verde), en estado de reposo con ojos cerrados (Figura 4.7), el potencial crece notablemente en comparación con el potencial desarrollado en la misma banda cuando el paciente está en estado de reposo con los ojos abiertos (Figura 4.6), esta diferencia se aprecia con más claridad mediante el análisis de la FFT.

En consecuencia, el control detectara el nivel de potencial de los ritmos alfa y envía una señal de control para el elemento final.

4.3.4 POTENCIALES PROCEDENTES DEL MOVIMIENTO OCULAR

El movimiento ocular genera niveles de potencial que pueden ser registrados mediante el EEG, estos potenciales son muy grandes en comparación a la actividad neuronal de otras funciones como la imaginación del movimiento de las extremidades, por tal razón se las considera como señales de interferencia o ruido y son eliminadas del registro de EEG, sin embargo, los potenciales del movimiento ocular son registrados y estudiados mediante sistemas de Electrooculograma (EOG), mediante estos sistemas se utiliza los potenciales generados por el movimiento ocular en la aplicación de sistemas de control como por ejemplo el movimiento del ratón de una computadora entre otras aplicaciones.

Aprovechando las características encontradas en esta investigación en cuanto al potencial que se desarrolla y registra debido al movimiento ocular descrito en el capítulo dos sección 2.13 y el procedimiento utilizado para la detección y eliminación de artefactos de la misma sección, se usa dichos resultados para la implementación de un control alternativo basado en la adquisición del Electrooculograma (EOG) combinado con la adquisición del Electroencefalograma (EEG).

En consecuencia a lo anterior, el control alternativo queda definido mediante la adquisición de dos registros (fp2-ref2, fp1-ref1) ubicados según la Figura 4.8.

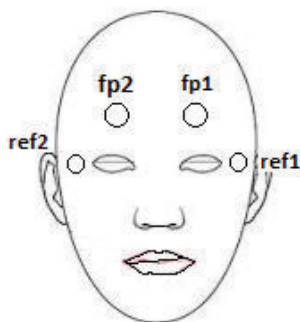


Figura 4.8: Disposición de electrodos para control de brazo robótico mediante EEG/EOG.

Los registros mencionados determinarán el tipo de movimiento básico de los ojos (arriba, abajo, derecha, izquierda) y la presencia de ritmos alfa desarrollados en el estado de reposo con los ojos cerrados, con dichas características el elemento final reproducirá dichos movimientos y además con la señal de ondas alfa reproducirá un movimiento adicional, el detalle de la implementación de este control así como el control principal se desarrolla en la siguiente sección.

4.4 CLASIFICACIÓN Y CONTROL

Hasta el momento se han definido los siguientes potenciales y características como base para el control:

- Detección de patrones de desincronización de las ondas alfa de los canales C3 y C4 mediante el cálculo de la distancia euclidiana,
- La determinación o detección de ritmos alfa elevados consecuencia de del estado de reposo con los ojos cerrados,
- Los potenciales producidos por el movimiento ocular y
- La aplicación de umbrales de potencial para determinar si se trata de una señal cerebral.

Con el afán de obtener un alto nivel de control se decide implementar el uso de un clasificador especializado y se ha optado por uso de una red neuronal cuya descripción se detalla más adelante.

4.4.1 SELECCIÓN DE DATOS PARA ENTRENAMIENTO

Es importante recalcar que existen en la actualidad muchos tipos de clasificadores los cuales a su vez usan diferentes metodologías y estructuras, sin embargo, la eficacia del resultado del clasificador depende en su totalidad de los datos con los cuales ejecuta su algoritmo de clasificación.

La clasificación aplicada en este proyecto se basa por una parte en la utilización de todos los tratamientos que recibieron las señales para obtener su espectro (primer procedimiento) y por otra parte la utilización del espectro de potencia completo en los rangos de ritmos alfa y beta mediante el análisis Blackman-Harris-Welch (segundo

procedimiento); se usan dichos procedimientos para constatar la influencia de los datos de entrenamiento sobre la respuesta del clasificador tema que se desarrolla en el capítulo 5.

En el caso del primer procedimiento el vector de características se construye en base a características relevantes encontradas en los análisis mediante la transformada rápida de Fourier (FFT), análisis mediante Blackman-Harris-Welch y el análisis mediante wavelets, el vector servirá de entrada de entrenamiento para el clasificador (red neuronal); es así que para clasificar una nueva señal debe procesarse y obtenerse de esta dicho vector de características para que posteriormente sea clasificada. La Tabla 4.2 indica la estructura del vector de características correspondiente a un canal o registro de adquisición para el primer procedimiento, dicho vector es un conjunto de once datos agrupados en determinado orden, el orden de los datos está dado por la posición que ocupa el dato en el vector, los primeros tres datos (posición 1, 2, 3) del vector corresponden a características extraídas mediante el análisis con wavelets; los cuatro siguientes datos (posición 4, 5, 6, 7) corresponden a características extraídas mediante el análisis de la FFT; los últimos cuatro datos (posición 8, 9, 10, 11) corresponden a características encontradas mediante el análisis Blackman-Harris-Welch.

El vector de características puede contener tantos elementos como sean necesarios y de distinta naturaleza según la necesidad de la investigación o según el criterio del equipo de investigación, se aclara que el vector de características mostrado en la Tabla 4.2 corresponde al creado para el primer procedimiento y corresponde únicamente a un canal de adquisición, el mismo proceso se realiza para el resto de canales utilizados.

Tabla 4. 2: Estructura del vector de características para un canal de registro de EEG, (primer procedimiento).

Posición	Característica	Análisis
1	Energía Total	Wavelet
2	Potencia media vector aproximación	Wavelet
3	Potencia media vector detalle	Wavelet
4	Pico de potencia alfa	FFT
5	Pico de potencia beta	FFT
6	Potencia media alfa	FFT
7	Potencia media beta	FFT
8	Pico de potencia alfa	Blackman-Harris
9	Pico de potencia beta	Blackman-Harris
10	Potencia media alfa	Blackman-Harris
11	Potencia media beta	Blackman-Harris

Por otra parte, el segundo procedimiento al utilizar el espectro completo de potencia, el vector de características se convierte en una matriz de características, a continuación se muestra la estructura de la nueva matriz de características formada para este procedimiento (Tabla 4.3). Al igual que para el primer procedimiento, el orden de los datos está dado por la posición en la que se encuentran dentro de la matriz y la matriz mostrada corresponde a un canal de adquisición, además, el procedimiento para la clasificación de una nueva señal se mantiene igual a la seguida en el primer procedimiento.

La posición de los elementos dentro del vector o matriz de características es muy importante ya que la red neuronal hace comparaciones entre los vectores de entrenamiento y los datos a clasificar y si estos no son consistentes la respuesta de la red es impredecible y errónea.

Tabla 4.3: Estructura de la matriz de características de registro de EEG, (segundo procedimiento).

Posición	Característica
1	PSD ritmos alfa C3
2	PSD ritmos beta C3

4.4.2 RED NEURONAL FEEDFORWARD-BACKPROPAGATION

El término feedforward establece una red neuronal formada por un conjunto de neuronas organizadas en capas, la capa que recibe las señales de entrada se conoce como capa de entrada, la capa que entrega las salidas se conoce como capa de salida, las capas situadas entre la capa de entrada y salida se conocen como capas ocultas, las conexiones entre capas son unidireccionales desde una capa a la siguiente, comenzando por la de entrada, una de las características más importantes de las redes feedforward es su capacidad como aproximadores.

Por otra parte, el término backpropagation está relacionado al aprendizaje de la red, en este caso se trata de un aprendizaje supervisado basado en la presentación sucesiva de los datos de entrada y comparación de la respuesta de la red con los valores reales observados; se mide la distancia entre respuesta y observaciones y se modifican los parámetros de la red hasta que la distancia entre estos sea mínima, el proceso de modificación de los parámetros no se realiza en una etapa sino en varias yendo desde la capa de salida hacia atrás. Cada vector de aprendizaje es sometido secuencialmente a la red y la secuencia se repite hasta que el sistema se estabiliza. La Figura 4.9 muestra la estructura de una red feedforward- backpropagation de dos capas.

Para crear la red de este proyecto se utilizó la función *“newff”* de Matlab con funciones de activación *“purelin”* y doce neuronas en la capa oculta, el número de neuronas se escogió con base a los resultados de clasificación que se muestran en el capítulo cinco.

Esta red se entrenó utilizando la función **“train”** limitando el número de épocas a cien y se simuló la misma utilizando la función **“sim”**.

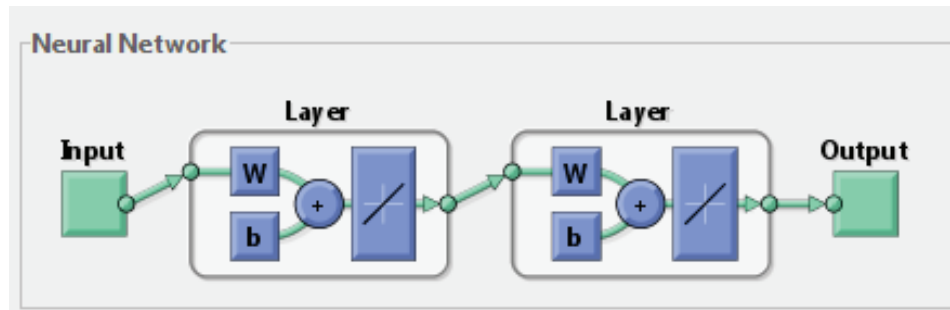


Figura 4.9: Estructura de la red neuronal feedforward-backpropagation (dos capas).

Código para creación y aplicación de la red neuronal

```
>>net = newff(tot,tot2,12,{'purelin'});
>>net.trainParam.epochs = 100;
>> [net,tr] = train(net,tot,tot2);
>>a = sim(net,pot)
```

En donde **“tot”** corresponde a los vectores de datos de entrenamiento para la red, **“tot2”** corresponde a los vectores de datos que esperamos a la salida, **“12”** el número de neuronas en la capa oculta, **“pot”** corresponde al vector de datos a ser clasificados y **“a”** el vector respuesta del clasificador.

Para mayor información sobre diseño y clases de redes neuronales referirse a [24].

4.4.3 CONTROL MEDIANTE ONDAS CEREBRALES

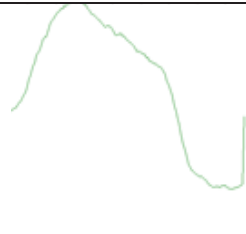
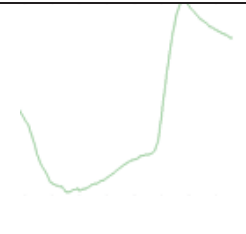
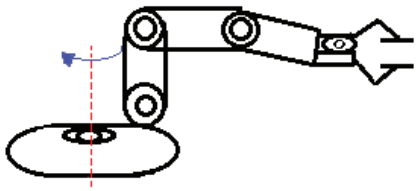
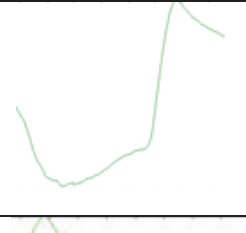
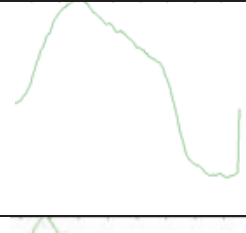
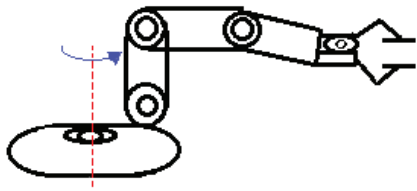


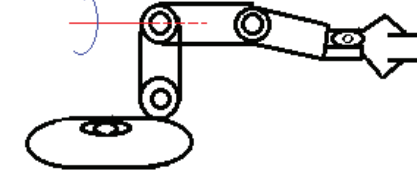


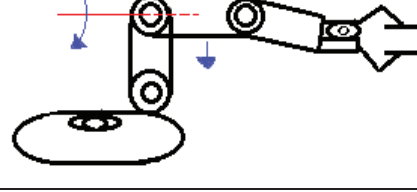
4.4.3.1 Control mediante EOG/EEG

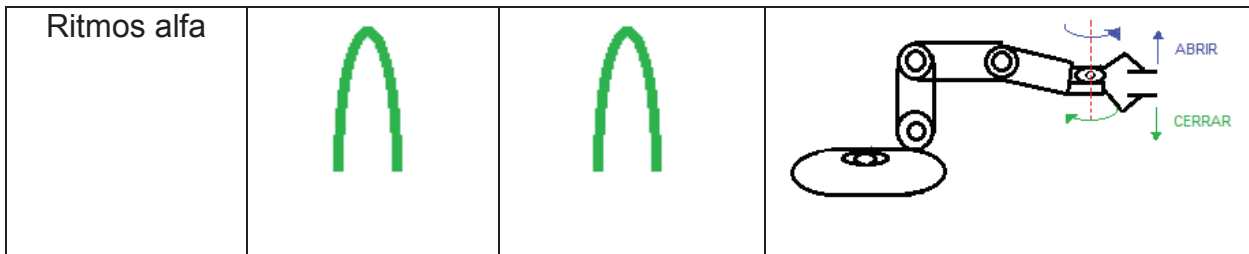
El control se realiza mediante dos alternativas, la primera se trata de un control combinado EOG/EEG (Electrooculograma/Electroencefalograma), en esta opción se detectan los patrones generados por el movimiento ocular simple y el incremento de potencial en las ondas alfa, según la característica detectada el sistema de control desarrollará los procesos necesarios para que el elemento final (brazo robótico de cinco grados de libertad) reproduzca el movimiento previamente asociado según la

Tabla 4.4. La ubicación de los electrodos como la identificación de patrones se detalla en el capítulo dos de este proyecto

Cabe resaltar que en el caso de los movimientos oculares hacia la derecha e izquierda las características de potencial se invierten de un canal respecto al otro mientras que en los movimientos hacia arriba y abajo las características son similares para ambos.

Tabla 4.4: Características de movimiento ocular y decisión de movimiento para el elemento final.

Movimiento Ocular/Ritmos alfa	Característica C1	Característica C2	Movimiento asociado al elemento final
Derecha			
Izquierda			
Arriba			
Abajo			

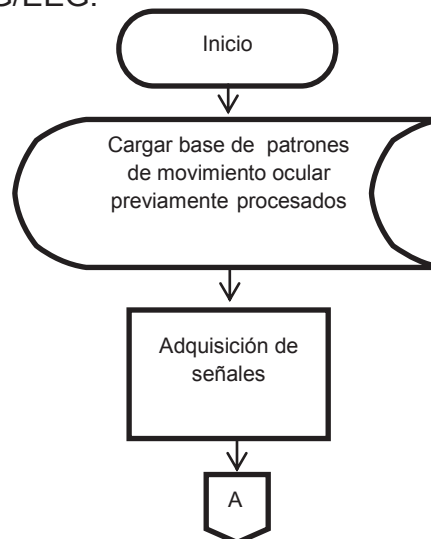


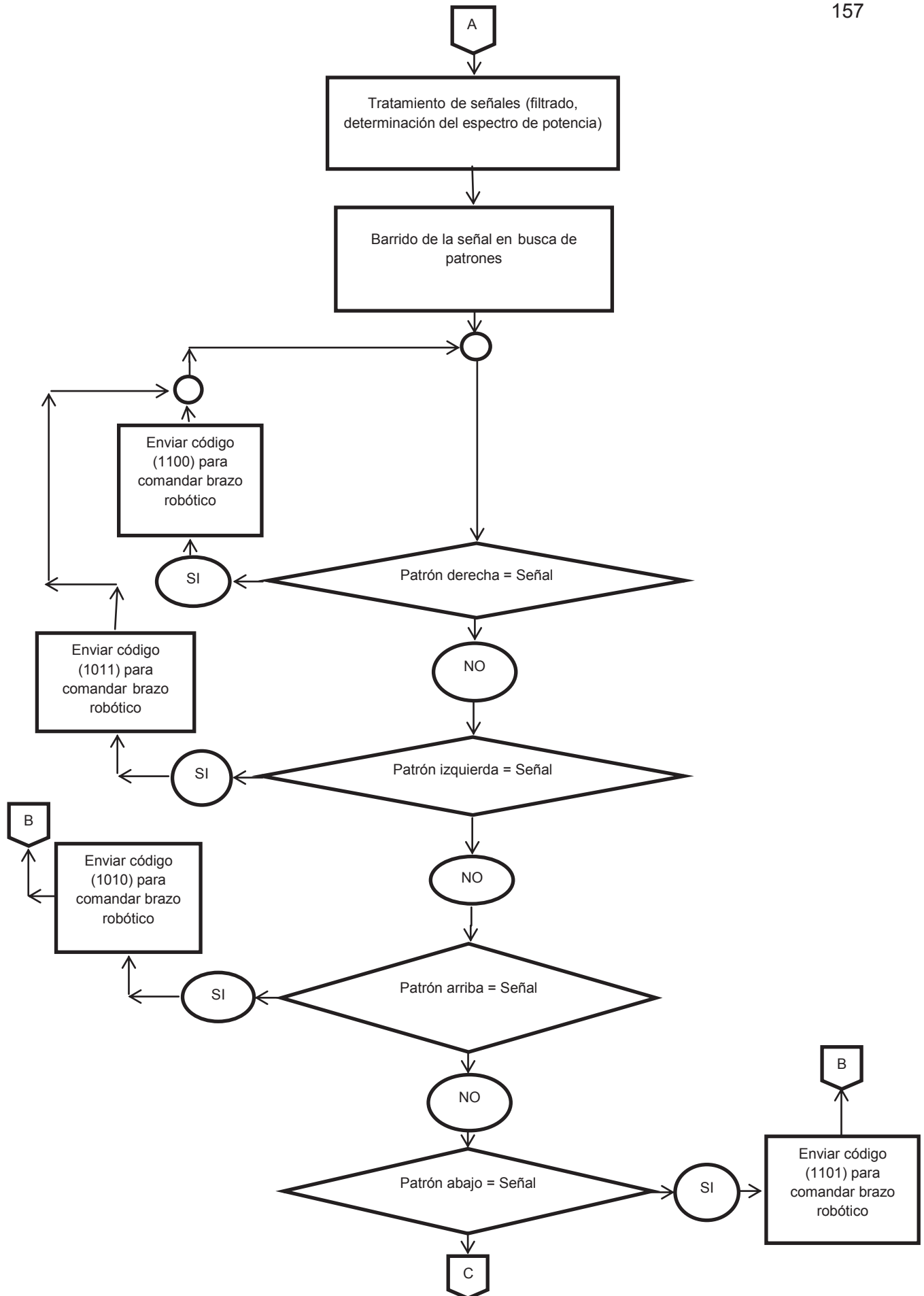
En base a lo anterior, únicamente si se identifican ambas características en los canales, se ordena el movimiento del brazo robótico, para esto, se abre una sesión con la tarjeta NI USB 6009, se programan cuatro salidas digitales de la misma y se envía un código binario de 4 bits para que el sistema microprocesado del brazo lo lea y comande los motores correspondientes para generar el movimiento deseado.

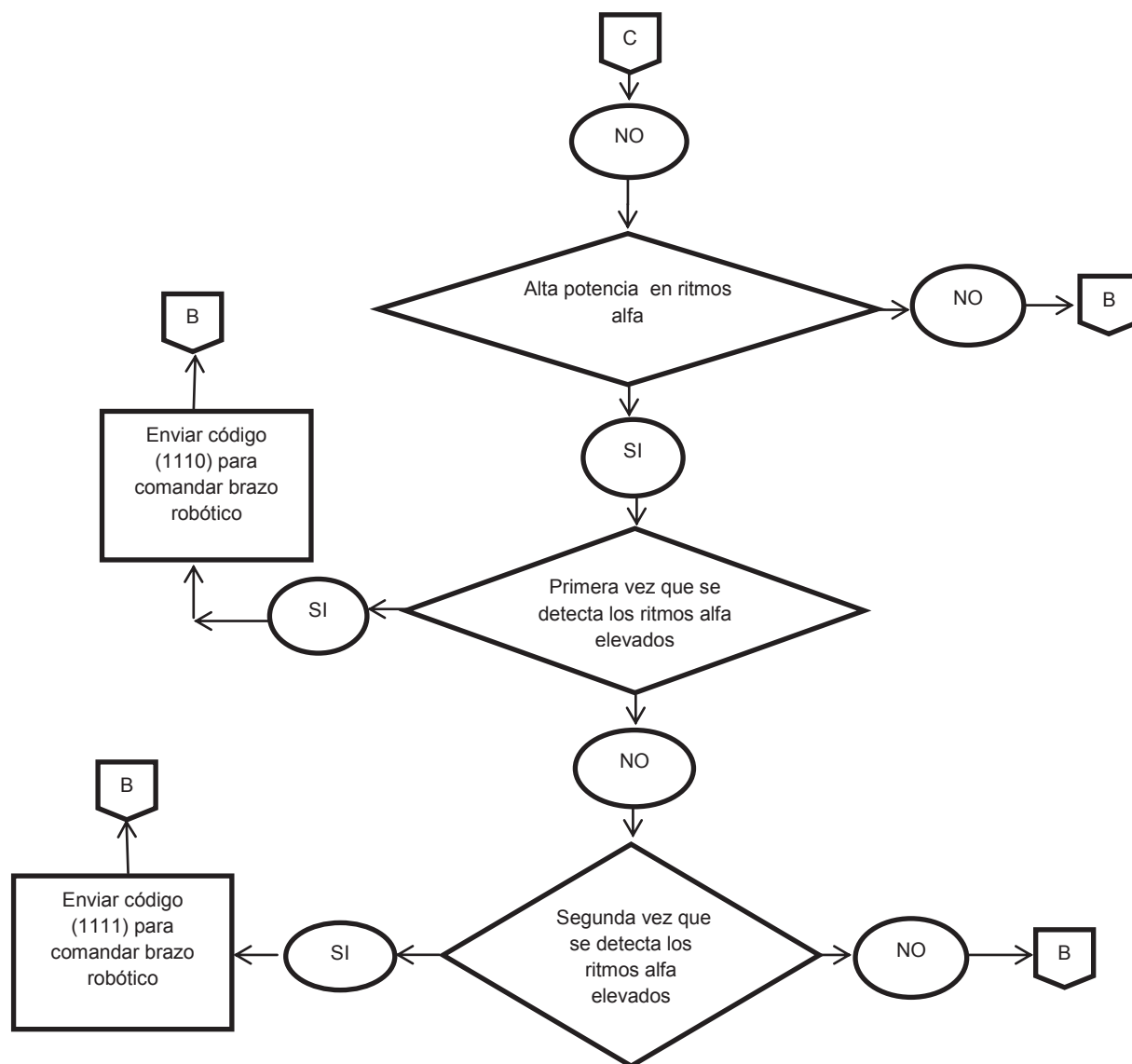
Tabla 4. 5: Codificación binaria para la ejecución de movimientos del brazo robótico control EOG/EEG.

Movimiento	Código
Derecha	1100
Izquierda	1011
Arriba	1011
Abajo	1101
Abrir	1110
Cerrar	1111

A continuación se desarrolla el diagrama de flujo del programa para el control del brazo robótico mediante EOG/EEG.







4.4.3.2 Control mediante EEG

La segunda alternativa de control permite activar dos movimientos del brazo robótico (derecha, izquierda) mediante señales de EEG (Electroencefalograma), para lograr esto, el análisis espectral de los registros tomados por dos canales es enviado a una red neuronal previamente entrenada (mediante dos estructuras de datos de entrenamiento) donde son clasificadas como intención de movimiento hacia la derecha, hacia la izquierda o como estado de reposo. Es importante aclarar que para que los registros sean enviados a las redes deben cumplir condiciones de potencial mínima como se estableció en la sección 4.3.1.1. Además, los registros son

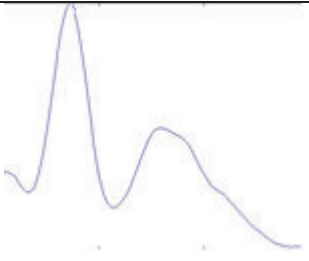
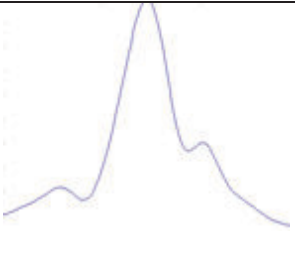
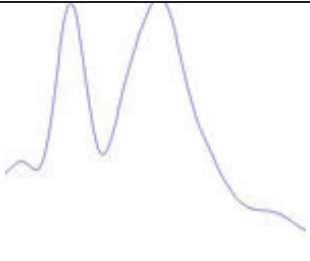



analizados en el espectro de los ritmos alfa y se determina la presencia de desincronización en base a los patrones descritos al principio de este capítulo.

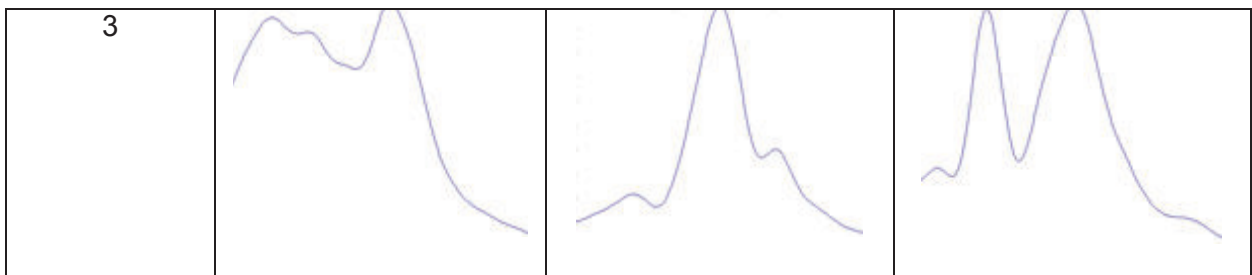
Para determinar y ejecutar el movimiento del brazo robótico deben cumplirse los siguientes parámetros.

Movimiento hacia la derecha.

- Potencia media de los registros mayor a $0.07 \mu\text{v}^2/\text{Hz}$.
- Presentar al menos una de las tres combinaciones mostradas en la tabla 4.6 en la detección de patrones, donde, el canal C3 tiene un único patrón mientras que el canal C4 puede presentar dos patrones válidos para la combinación de los cuales se selecciona solo uno.
- El pico de potencial del canal C4 superior al pico de potencial del canal C3 en el espectro de ondas beta.

Tabla 4.6: Combinación de patrones característicos en la intensidad de movimiento del brazo derecho.

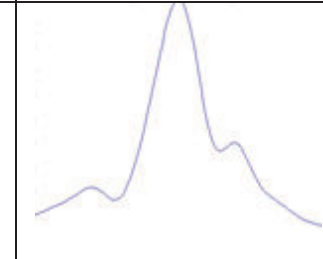
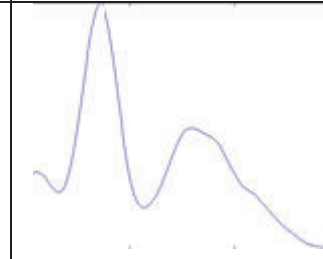
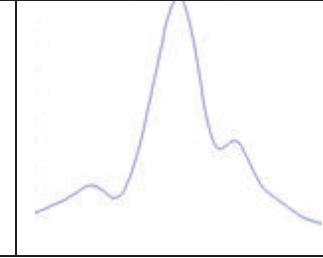
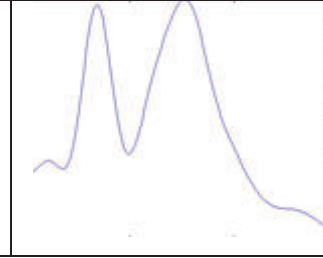
Número de combinación	Patrón canal C3	Patrón canal C4	
1			
2			

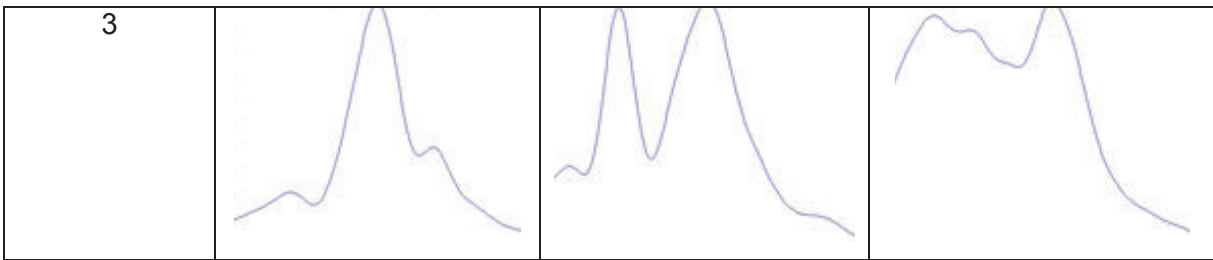


Movimiento hacia la izquierda.

- Potencia media de los registros mayor a $0.07 \mu\text{V}^2/\text{Hz}$.
- Presentar al menos una de las tres combinaciones mostradas en la tabla 4.7 en la detección de patrones, donde, el canal C4 tiene un único patrón mientras que el canal C3 puede presentar dos patrones válidos para la combinación de los cuales se selecciona solo uno.
- El pico de potencial del canal C3 mayor al pico de potencial del canal C4 en el espectro de las ondas beta.

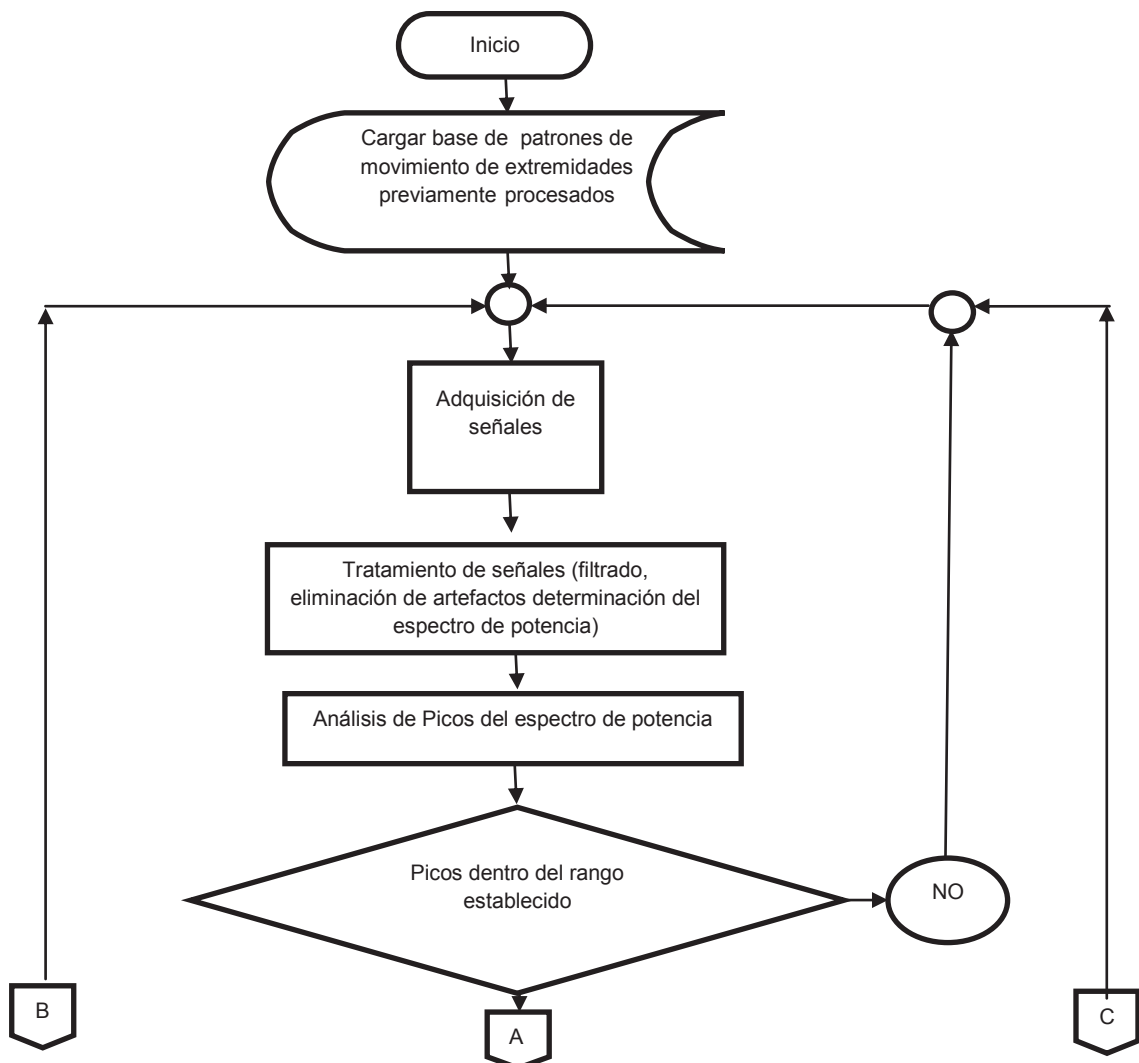
Tabla 4.7: Combinación de patrones característicos en la intensidad de movimiento del brazo izquierdo.

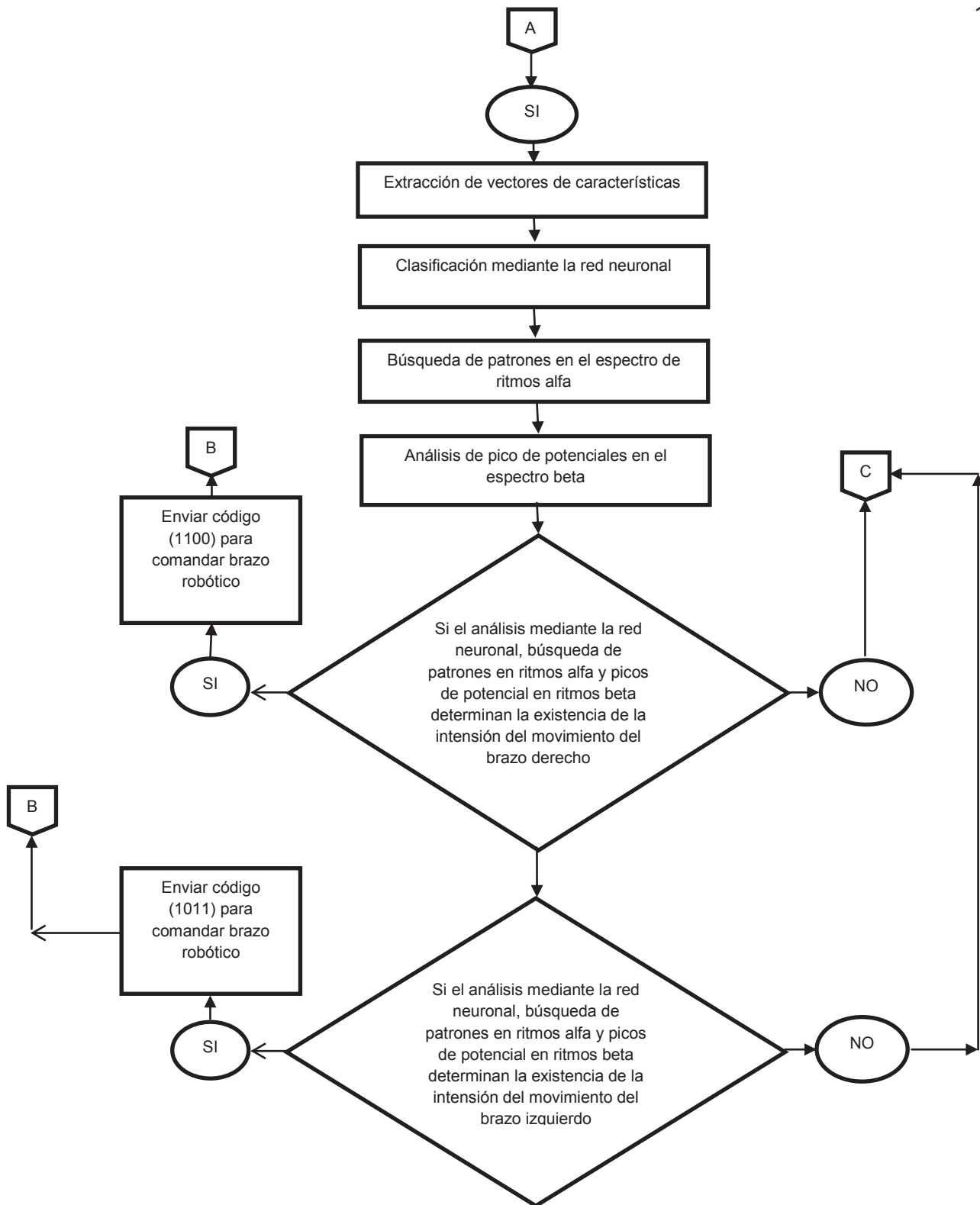
Número de combinación	Patrón canal C3	Patrón canal C4
1		
2		



Una vez clasificada la señal como la intensidad de movimiento de alguna de las extremidades superiores, el programa envía por medio de la tarjeta NI USB 6009 un código binario de cuatro bits (Tabla 4.4) para que el sistema microprocesado del brazo lo lea y comande los motores correspondientes para generar el movimiento deseado según lo indicado en la Tabla 4.3.

A continuación se desarrolla el diagrama de flujo del programa para el control del brazo robótico mediante EEG.





4.4.3.3 Compendio sobre el control

El control se basa en el análisis dos registros o canales que proporcionan información sobre biopotenciales desarrollados por: la actividad mental

correspondiente a la imaginación o intención del movimiento de los brazos, la detección de potenciales elevados en los ritmos alfa (10Hz) debidos al estado de relajación con ojos cerrados y finalmente a los potenciales desarrollados por el movimiento ocular.

Los registros obtenidos son analizados en tiempo y en frecuencia y son clasificados considerando picos de potencial, bandas de frecuencia y formas determinadas en análisis previo.

4.4.4 CONTROL SOBRE EL BRAZO ROBÓTICO

Luego de enviados los diferentes códigos como resultado de la clasificación de los registros de biopotenciales mediante la tarjeta NI USB 6009, los mismos códigos son recogidos por un sistema microprocesado instalado en el brazo robótico de cinco grados de libertad.

Dicho sistema está conformado por los elementos descritos a continuación.

Microprocesador

Attiny 2313 de la familia ATMEGA el cual cuenta con una arquitectura RISC, 32 registros de ocho bits de propósito general, 128 Bytes de memoria SRAM, Timer/Conter de ocho y de dieciséis bits, Interfaz Serial Universal USI, dieciocho entrada programables como entrada o salida entre las características más importantes.

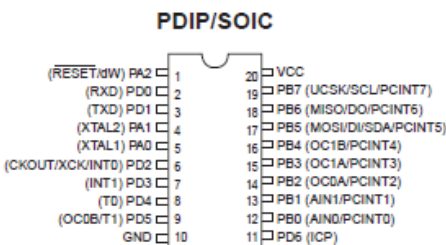


Figura 4.10: Distribución de pines para el microprocesador Attiny 2313.

Driver de corriente

Necesario para el correcto comando de los motores, para tal propósito se emplea el circuito integrado L293d el cual consta de cuatro drivers tipo medio puente H.

Dicho integrado consta de las siguientes características.

Voltaje de alimentación desde 4.5 hasta 36v, separación de fuentes de alimentación para control y carga, protección interna, apagado por sobre temperatura, salida de corriente hasta de un amperio por canal entre los más importantes.

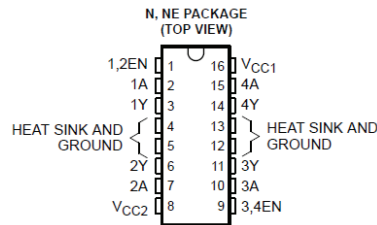


Figura 4.11: Distribución de pines para el driver L293d.

Compuerta Lógica AND

Este dispositivo se implementa con el afán de controlar de mejor manera la posición y el ángulo de movimiento del brazo ya que a este se le ha incorporado elementos de fin de carrera. Para tal propósito se utiliza el circuito integrado HD74LS08 el cual contiene cuatro compuertas lógicas tipo AND.

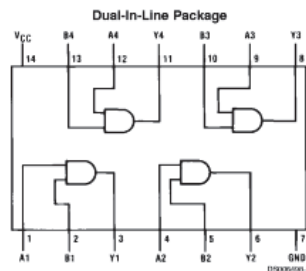


Figura 4.12: Distribución de pines para el circuito integrado HD74LS08.

Fin de Carrera

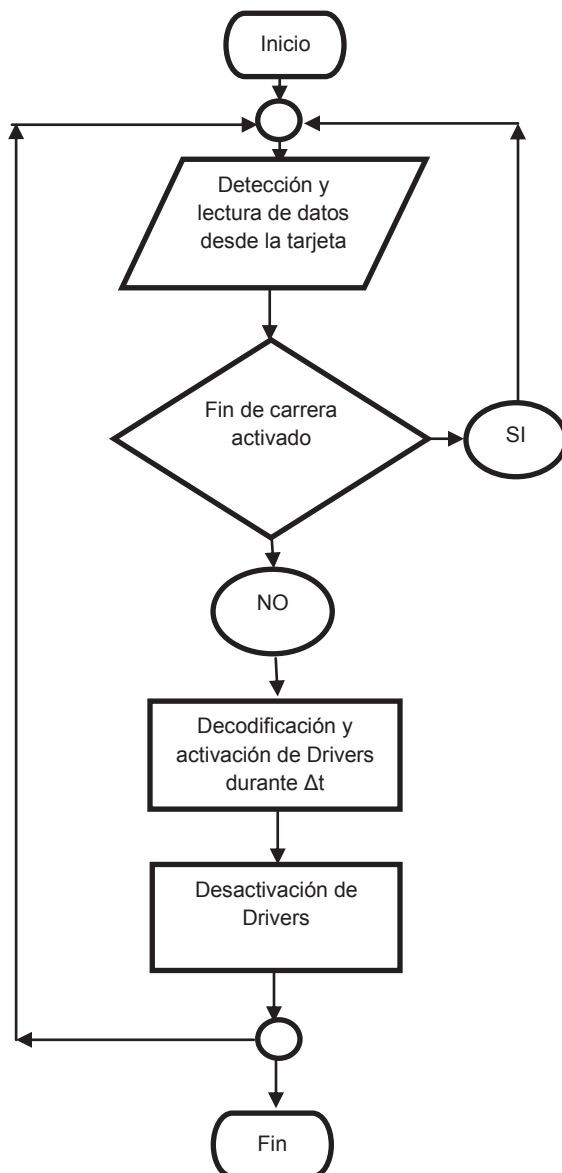
Como se mencionó anteriormente los fines de carrera limitarán o restringirán el ángulo de movimiento del brazo con el fin de evitar daños sobre la estructura del mismo. Se escoge utilizar pulsadores de tres vías ubicados estratégicamente sobre la estructura del brazo.

Algoritmo de Control

Cuando la tarjeta NI USB 6009 coloca el código definido luego de la clasificación de las señales adquiridas, el microprocesador detecta la presencia de datos mediante

una interrupción, se leen los datos desde la tarjeta y según este código se activan dos pines de salida (durante un tiempo Δt fijo seleccionado arbitrariamente ya que el proyecto no requiere de un control de posición) los cuales a su vez comandan los drivers de corriente y con esto se escoge el sentido de giro del o los motores. El giro se realiza mientras los fines de carrera correspondientes no hayan sido activados.

A continuación se muestra el diagrama de flujo del control sobre el brazo robótico.



La comunicación entre el control del brazo y la tarjeta NI USB 6009 es mediante un bus de cables los cuales llevan los cuatro bits de control, el terminal VCC (+5v) y

tierra. Se usan las primeras cuatro salidas digitales de la tarjeta para implementar el control.

4.5 INTERFAZ CEREBRO COMPUTADOR

4.5.1 ENTORNO DE PROGRAMACIÓN GUIDE

Para el desarrollo de la Interfaz se utilizó el entorno de programación visual disponible en Matlab llamada GUIDE (Grapiical Use Interface Development Environment), esta herramienta está pensada para desarrollar GUIs (Graphical User Interfaces). El GUIDE de Matlab permite realizar y ejecutar programas que necesiten ingreso continuo de datos, tiene las características básicas de programas como Visual Basic.

La Figura 4.13 muestra el entorno de programación visual GUIDE.

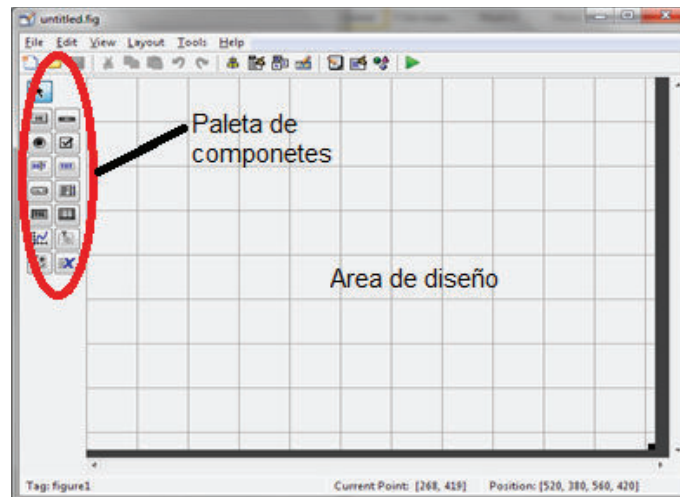


Figura 4.13: Entorno de programación visual (GUIDE) de Matlab.

Para mayor descripción sobre los elementos y herramientas que ofrece el entorno GUIDE referirse a [25].

4.5.2 PARTES DEL INTERFAZ DESARROLLADO

Presentación



Figura 4.14: Hoja de presentación desarrollada en GUIDE para el proyecto.

La página inicial (Figura 4.14) muestra la información básica del proyecto y permite ingresar al menú principal mediante la activación del botón Iniciar.

Menú

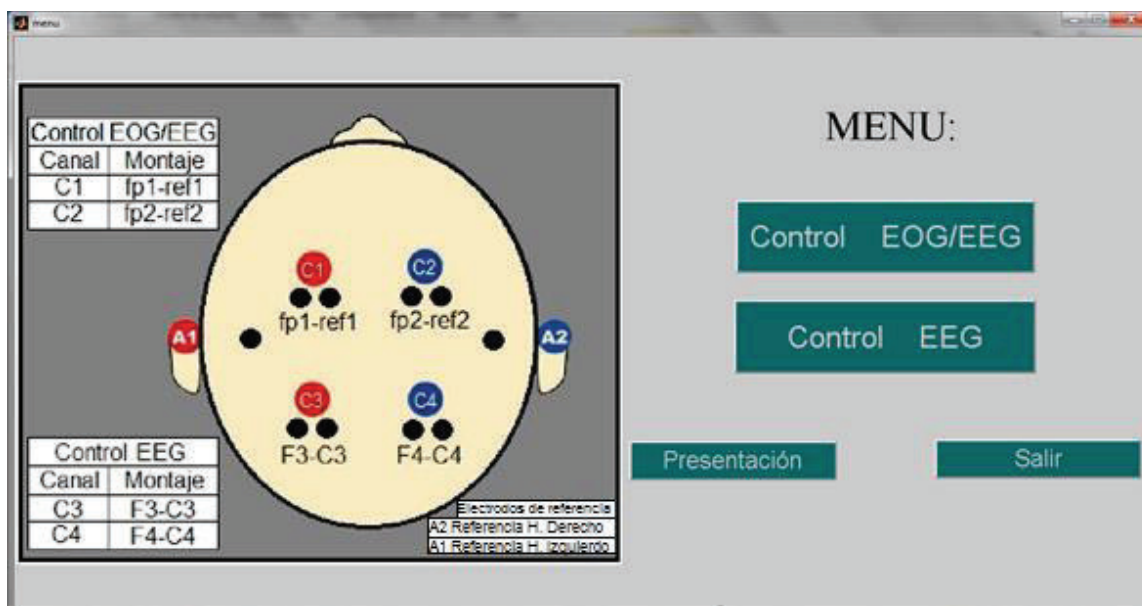


Figura 4.15: Hoja de Menú desarrollada en GUIDE para el proyecto.

Esta página (Figura 4.15) permite seleccionar el tipo de señales de biopotencial con las cual se realizará el control, control EOG/EEG o control EEG, así como la disposición de los electrodos según el control seleccionado, además ,permite volver a la presentación o salir de la aplicación.

Interfaz EOG/EEG

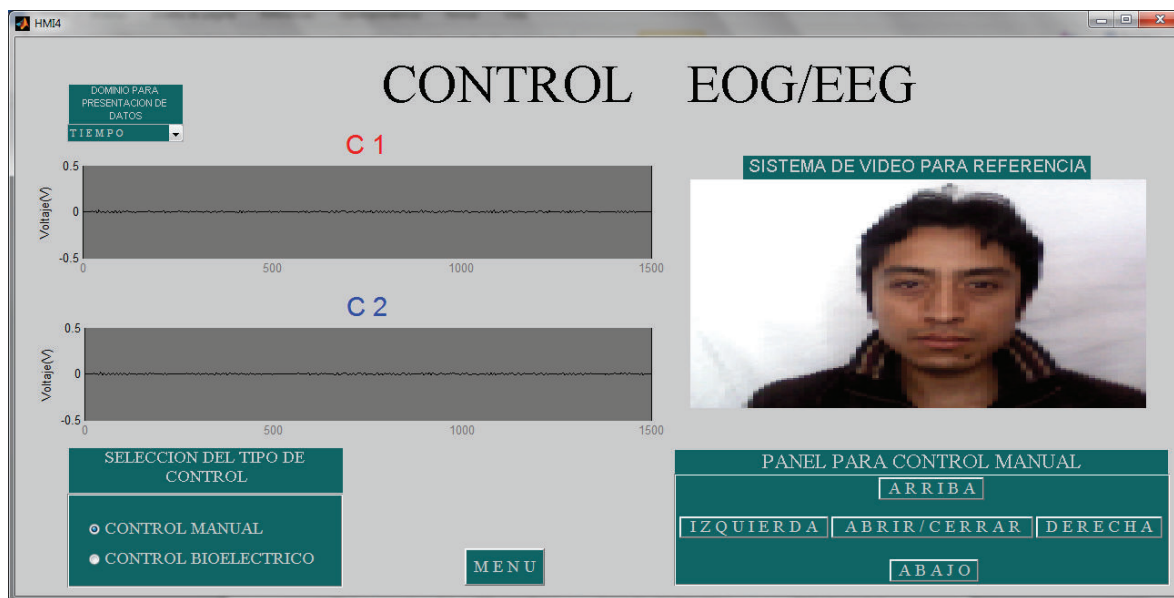


Figura 4.16: Interfaz para control mediante EOG/EEG.

Mediante esta hoja (figura 4.16) se permite visualizar la adquisición de los registros de los canales C1 y C3 en tiempo real mediante los cuales se realiza el control seleccionado, la presentación de los datos puede hacerse en tiempo como en frecuencia, el análisis en frecuencia se desarrolló mediante el análisis Blackman-Harris-Welch.

Además, se puede seleccionar el control mediante los biopotenciales o directamente mediante la utilización de botones para ejecutar los movimientos del brazo.

Finalmente se puede regresar a la presentación del menú.

Interfaz EEG

Para realizar el control mediante registros de Electroencefalografía se ha dividido la presentación en dos partes, la primera permite observar la adquisición de los

registros en tiempo real así como su análisis en frecuencia actualizado o cada diez segundos en los rangos de ondas alfa o beta como se muestra en la Figura 4.17.

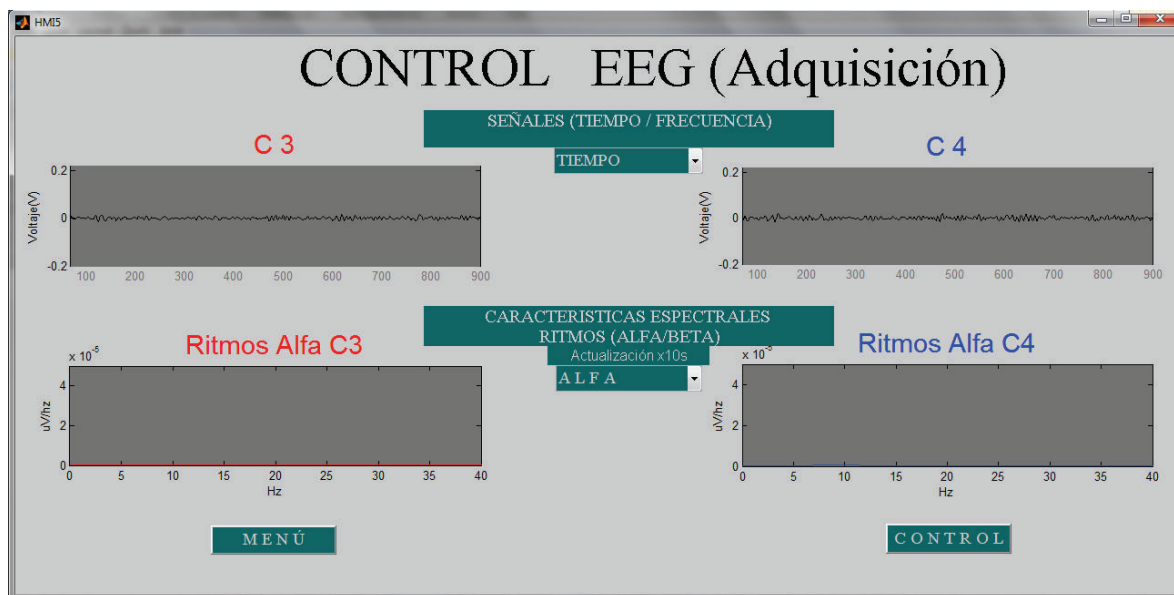


Figura 4.17: Interfaz de visualización (tiempo/frecuencia) para control mediante EEG.

La segunda parte está relacionada exclusivamente con el control (Figura 4.18), se inicia la adquisición mediante el botón iniciar, posterior a esto se da una señal visual que indica al paciente que inicie la actividad relacionada a la imaginación de movimientos (Figura 4.19), luego de diez segundos termina la adquisición y se muestran los resultados en la pantalla de “Resultado del Análisis” (Figura 4.20). Parte de los resultados es la selección del tipo de característica que presentan los registros de los biopotenciales (C3/C4) así como la determinación del movimiento del brazo robótico.

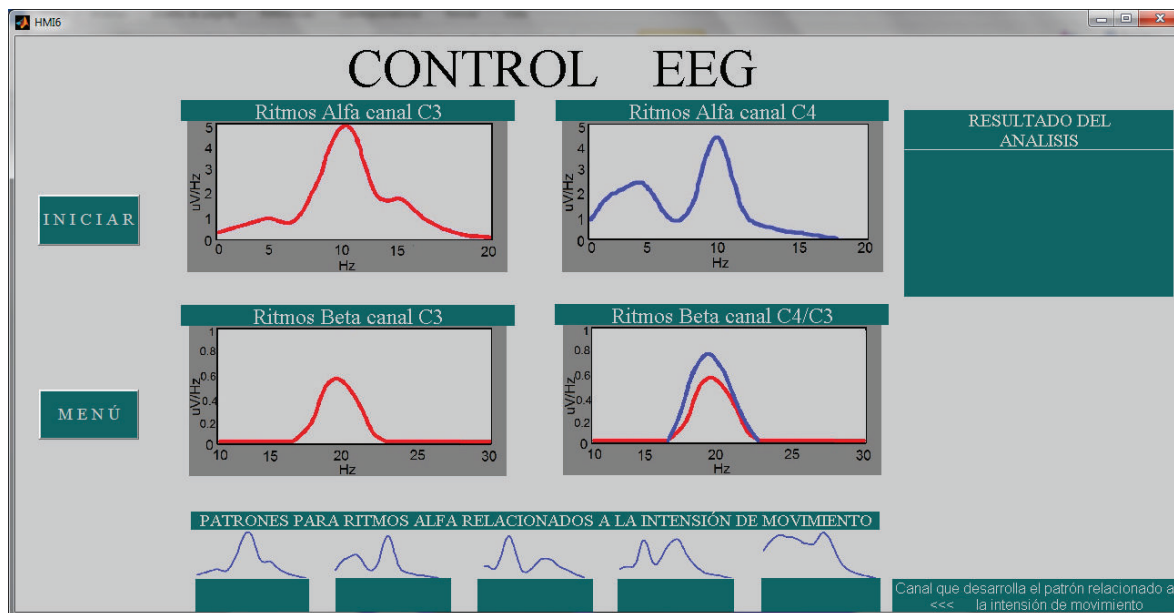


Figura 4.18: Interfaz para control, pantalla inicial.

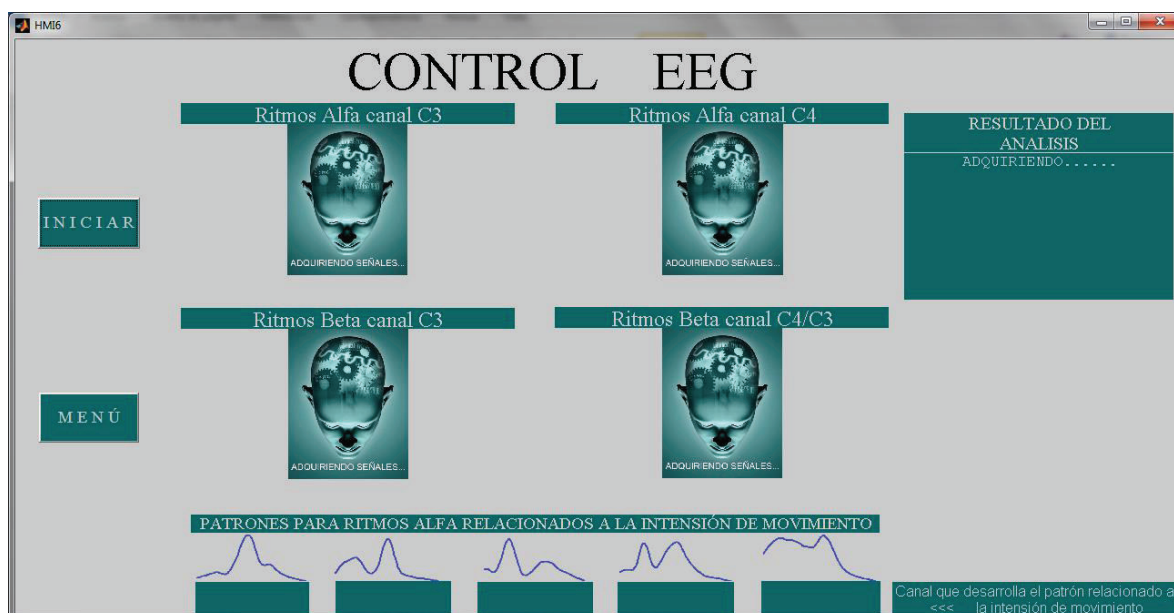


Figura 4.19: Interfaz para control, señal visual para inicio de la actividad mental relacionada a los movimientos de extremidades superiores.

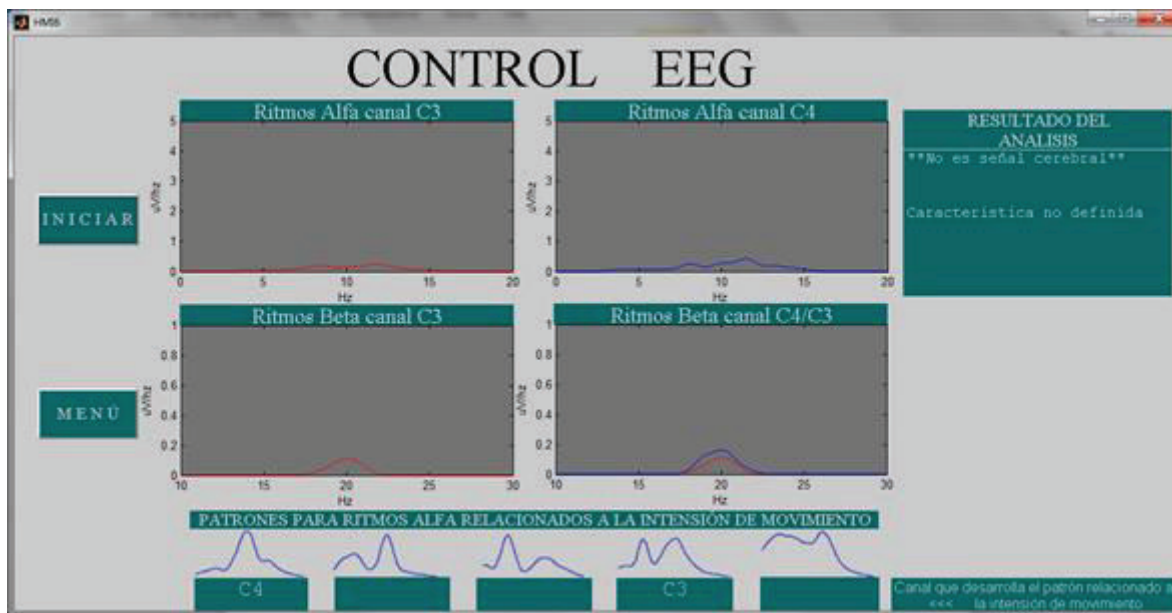


Figura 4.20: Interfaz de control, muestra de resultados para el proceso de análisis de las señales de EEG.

4.6 BRAZO ROBÓTICO

Se trata de un brazo robótico de cinco grados de libertad adecuado con un sistema de control y de fines de carrera que permiten ejecutar los rangos de movimiento básico del mismo.

Este dispositivo es un elemento comercial posteriormente adaptado para conseguir los fines deseados, este elemento cuenta con una fuente independiente de pilas 4xLR20C, cinco motores DC y luz led para iluminación, Figura 4.21.



Figura 4.21: Brazo robótico de cinco grados de libertad utilizado.

Hay que resaltar que el módulo debe ser ensamblado para su funcionamiento ya que no viene armado, las instrucciones para este trabajo vienen incluidas en el paquete comercial.

Para la aplicación de este proyecto se controlan únicamente tres de los cinco grados de libertad con los cuales se reproducen los movimientos, derecha, izquierda, arriba, abajo, abrir y cerrar.

Adecuaciones incorporadas

Como se comentó anteriormente, se implementó el sistema microprocesado (Figura 4.23) para realizar el control del brazo, además de elementos fin de carrera (Figura 4.22).



Figura 4.22: Ubicación de dispositivos fin de carrera.

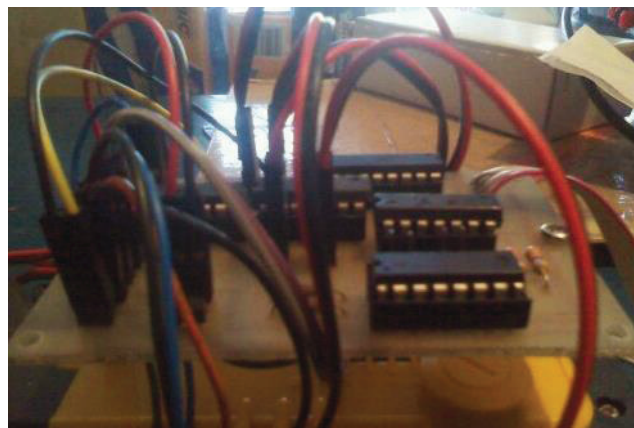


Figura 4.23: Sistema microprocesado para control del brazo.



Figura 4.24: Estructura final del Brazo robótico.

CAPÍTULO 5

PRUEBAS Y RESULTADOS

5.1 INTRODUCCIÓN

En esta sección se presenta la respuesta final tanto de los elementos que conforman el sistema de adquisición, el sistema de control y los clasificadores utilizados, se presenta además, la respuesta de diferentes algoritmos utilizados para la extracción de características y en función de esto la aplicación de los mismos para el control final.

5.2 PRUEBAS DE HARDWARE

5.2.1 CIRCUITO DE AMPLIFICACIÓN Y FILTRADO

Este circuito corresponde a la adquisición de cuatro canales de adquisición cuyo diseño se desarrolló en el capítulo tres, las pruebas consisten en valorar la ganancia final y la frecuencia de corte para cada canal.

Para realizar la prueba se utilizó un generador de ondas, un divisor de tensión, un osciloscopio y la tarjeta de adquisición NI USB 6009. La Figura 5.1 muestra el diagrama de bloques del sistema implementado para realizar las pruebas, la Figura 5.2 muestra el sistema en su apariencia real.

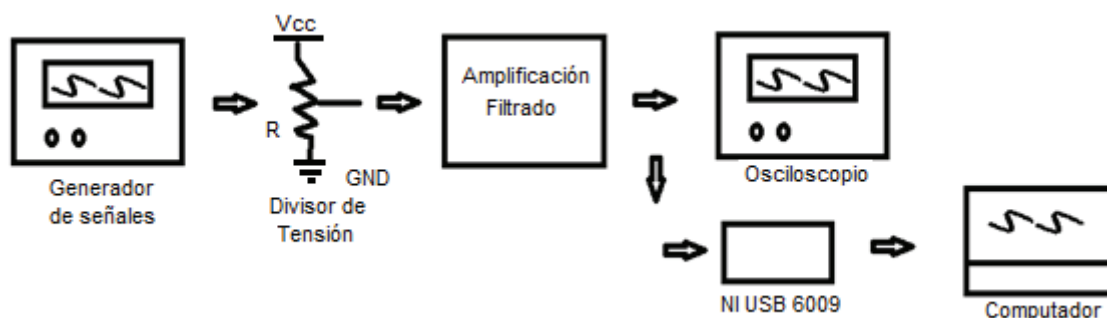


Figura 5.1: Diagrama de bloques del sistema desarrollado para realizar las pruebas del circuito de amplificación y filtrado.



Figura 5.2: Apariencia real del sistema desarrollado para realizar las pruebas del circuito de amplificación y filtrado.

Como puede apreciarse en la Figura 5.1, la respuesta del circuito de amplificación y filtrado es registrada mediante un osciloscopio y la adquisición mediante la tarjeta NI USB 6009 y el computador, esto se hace con el afán de probar la tarjeta comercial y la adquisición con la misma.

5.2.1.1 Pruebas de Amplificación

El voltaje de entrada (V_i) al circuito se obtuvo luego de hacer un divisor de tensión entre dos resistencias en serie 100Ω y una de $1M\Omega$ aplicando con un voltaje de entrada de 5V tipo senoidal como lo muestra la Figura 5.3.

El voltaje sobre la resistencia de 100Ω ($V_i = 0.49\text{mV}$ según el divisor de tensión implementado) es el voltaje aplicado como entrada al circuito de amplificación, por ser un voltaje muy bajo y por las características de los elementos, esta señal no pudo ser captada por el osciloscopio el cual registraba este voltaje como ruido, a pesar de esto la señal está contenida en dicho ruido y pudo ser amplificada como lo indican los resultados posteriores.

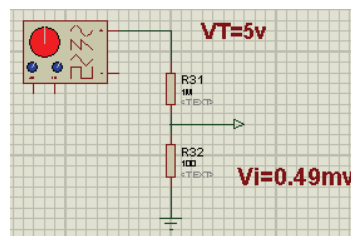


Figura 5.3: Circuito divisor de tensión para prueba de respuesta del circuito de amplificación.

Las pruebas se realizan para cada uno de los canales y se obtuvo los resultados mostrados en la Tabla 5.1.

Tabla 5. 1: Voltaje de salida para cuatro canales del circuito de amplificación.

Canal	Frecuencia a la que se realiza la prueba (Hz)	Voltaje de entrada V_i (mV)	Voltaje de salida V_o (V)	Ganancia
C1	25	0.49	1.6	3265,31
C2	25	0.49	1.5	3061,22
C3	25	0.49	1.63	3326,53
C4	25	0.49	1.54	3142,86

En la Tabla 5.1 puede apreciarse el valor de voltaje obtenido a la salida de cada canal de adquisición (C1, C2, C3, C4) así como el cálculo de su la respectiva ganancia según la ecuación (5.1).

$$Ganancia = \frac{V_o}{V_i} \quad (5.1)$$

Cabe aclarar que el voltaje de entrada V_i así como la frecuencia a la que se realizó las pruebas permanece constante. La Figura 5.4 muestra el registro del voltaje de salida para el canal C4 realizado mediante Matlab y la tarjeta de adquisición NI USB 6009, la Figura 5.5 muestra el registro de frecuencia a la salida del mismo canal, el análisis para determinar el espectro de potencia de los canales se realizó mediante la transformada rápida de Fourier (FFT).

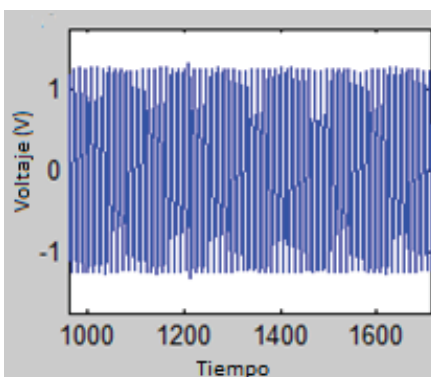


Figura 5.4: Registro del voltaje de salida del canal C4 del circuito de amplificación obtenida mediante Matlab y la tarjeta NI USB 6009.

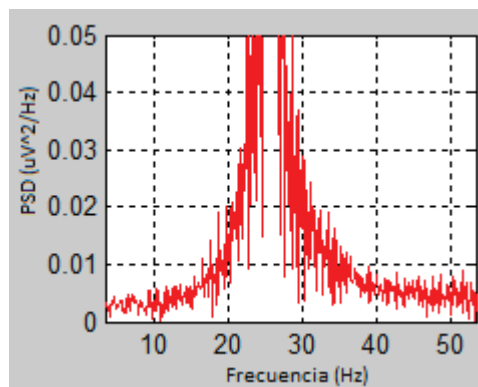


Figura 5.5: Registro de la frecuencia a la salida del canal C4 (análisis FFT, Matlab, NI USB 6009).

Por otro lado, los resultados de la Tabla 5.1 muestran claramente que la ganancia de los canales está alrededor de lo esperado según lo planteado en el capítulo 3 sección 3.3.6, sin embargo, todos los canales presentan diferentes valores de ganancia. Para corregir esto se procede a igualar la ganancia de los canales mediante software, el valor al que se igualan los canales es la ganancia del canal C3 (Ganancia = 3326,53) que es el valor más alto obtenido en las pruebas, además se aprovecha para incrementar la ganancia total al doble es así que la señal de los canales luego de ser tratada es multiplicada por un factor de ganancia el cual se indica en la tabla 5.2. Posteriormente se vuelve a ingresar el voltaje de entrada de prueba a todos los canales (0.49mv a 25Hz) y se obtienen los voltajes mostrados en la Tabla 5.2.

Tabla 5.2: Factor de ganancia por canal para igualar potenciales y voltaje de salida final.

Canal	Factor ganancia	Voltaje de salida (V)
C1	2.03	3.24
C2	2.17	3.25
C3	2	3.25
C4	2.11	3.25

Aplicando el factor de ganancia mencionado se iguala la ganancia en todos los canales (Ganancia = 6632 por canal) haciendo que la amplificación del sistema sea uniforme.

5.2.1.2 Pruebas de Filtrado

Para la verificación de respuesta del sistema de filtrado, se procedió a variar la frecuencia de la señal que ingresa al circuito para determinar los puntos de medio potencial a la salida del mismo y así determinar en qué frecuencia de corte está trabajando cada canal, los resultados se muestran por canal en la Tabla 5.3.

Tabla 5.3: Voltaje de salida para cada canal en diferentes frecuencias (voltaje de entrada 0.49mv).

Canal	C1	C2	C3	C4
Frecuencia (Hz)				
3	1.6v	1.5v	1.6v	1.5v
10	1.6v	1.5v	1.6v	1.4v
20	1.4v	1.4v	1.5v	1.2v
30	1.3v	1.1v	1.4v	1v
40	0.9v	0.8v	1.2v	0.8v
45	0.4v	0.5v	0.9v	0.6v
48	0.2v	0.3v	0.5v	0.3v

De la Tabla 5.3 se desprende el siguiente análisis, al igual que en las ganancias, las frecuencias en las que se desarrolla el punto de medio potencial o frecuencia de corte (datos sombreados en la tabla) son diferentes entre los canales (entre 40 y 45Hz) debido a la tolerancia de los elementos que usa el circuito, esto sin embargo no afecta los resultados de la investigación ya que las bandas en las que se requiere el análisis de los registros de biopotencial (alrededor de 10Hz y 20Hz) presenta una salida lineal alrededor de 1.5V.

Para igualar la respuesta en frecuencia del sistema, se escoge una frecuencia alta de corte de 40Hz para la implementación del filtro pasa banda digital como se desarrolló en el capítulo 3 sección 3.5.3.

La Figura 5.6 muestra el circuito final implementado para la amplificación y filtrado de señales de EEG.

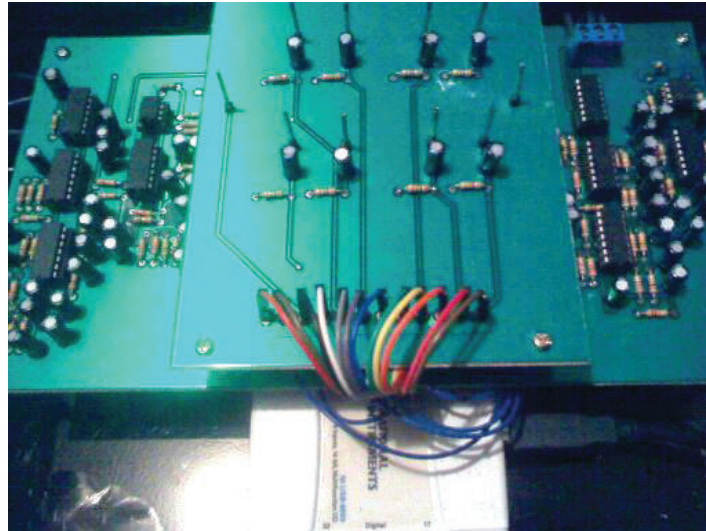


Figura 5.6: Circuito final de amplificación y filtrado para cuatro registros de EEG.

5.2.2 PRUEBAS PARA LA ADQUISICIÓN MEDIANTE LA TARJETA NI USB 6009 CON MATLAB

Luego de realizar la instalación de la tarjeta en el ordenador, se instala el software de prueba Measurement & Automation Explorer (los drivers para instalación y prueba son provistos por el fabricante así como el proceso de instalación de los mismos), este programa permite manipular todas las propiedades de la o las tarjetas de la National Instrument instaladas en el computador (Figura 5.7).

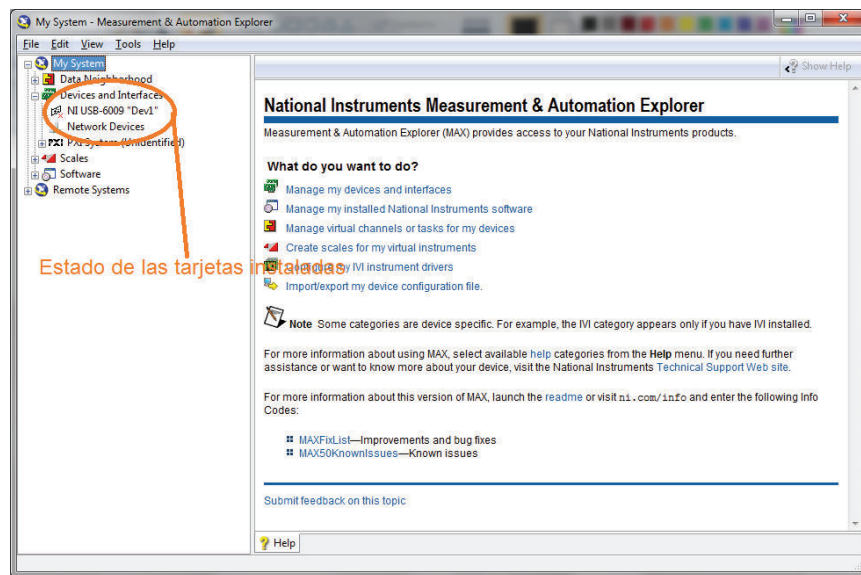


Figura 5.7: Interfaz para configuración y control de dispositivos de la National Instrument.

Al seleccionar un dispositivo, si este está correctamente instalado y conectado, tenemos la opción de correr el panel de prueba el cual nos permite comenzar el proceso de control de la tarjeta previa la configuración de parámetros (figura 5.8).

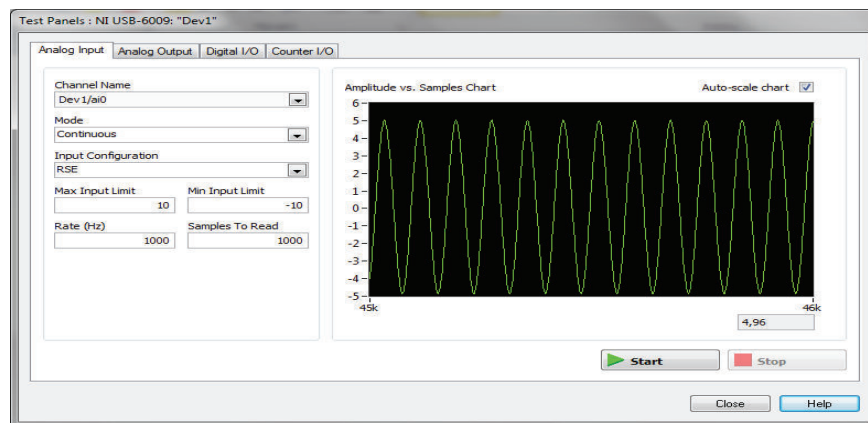


Figura 5.8: Panel de prueba para control de la tarjeta NI USB 6009.

El panel de control permite probar la correcta instalación del dispositivo así como la funcionalidad de las entradas, salidas y elementos de la tarjeta simplificando y agilizando el proceso de pruebas. La Figura 5.8 muestra la adquisición de una señal senoidal de 5V pico mediante una entrada analógica (ai0).

Luego de verificado el correcto funcionamiento de los elementos de la tarjeta se procede a comandar la misma mediante Matlab como se describe en el capítulo 3.

Los resultados de la adquisición y tratamiento de señales mediante Matlab se presenta en las Figuras 5.9 y 5.10.

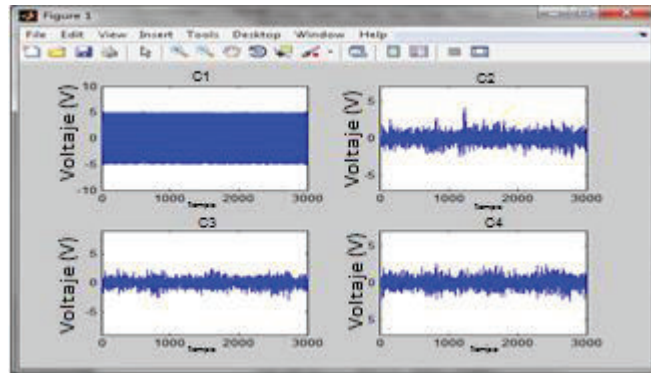


Figura 5.9: Adquisición de señales para cuatro canales (C1, C2, C3, C4) mediante Matlab y la tarjeta de adquisición NI USB 6009.

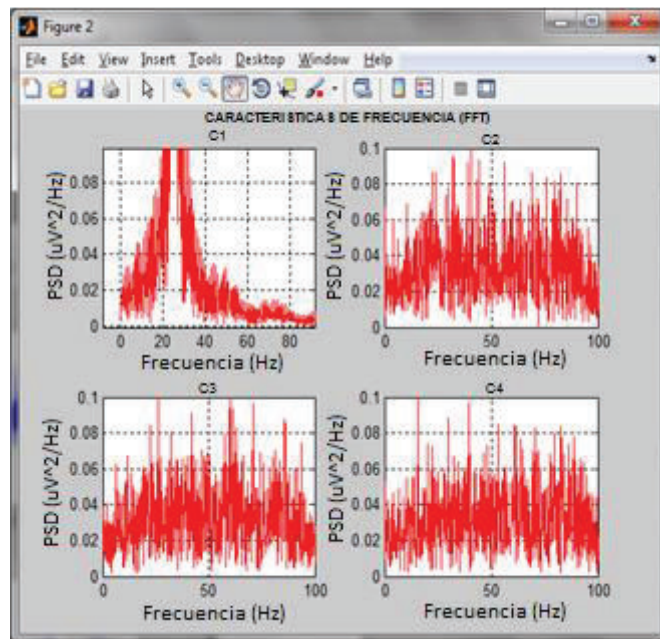


Figura 5.10: Análisis de frecuencia (FFT) de señales para cuatro canales mediante Matlab y la tarjeta de adquisición NI USB 6009.

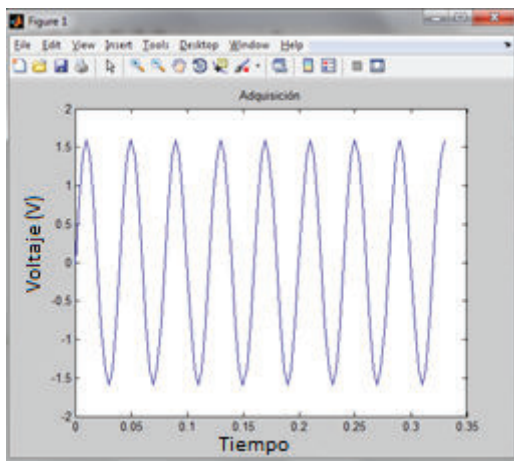
En la Figura 5.9 se muestra la adquisición de la señal utilizada en el circuito divisor de tensión para las pruebas de ganancia y filtrado, dicha señal corresponde a un

voltaje senoidal de 5V pico y una frecuencia de 25Hz, la adquisición de la señal senoidal se realiza mediante el canal C1, el resto de canales adquieren el ruido ambiental, la Figura 5.10 por su parte, muestra el análisis de frecuencia para los mismos canales en dicha adquisición, puede notarse que el canal C1 tiene una frecuencia característica en 25Hz propia de la señal adquirida mientras los demás canales muestran la presencia de ruido.

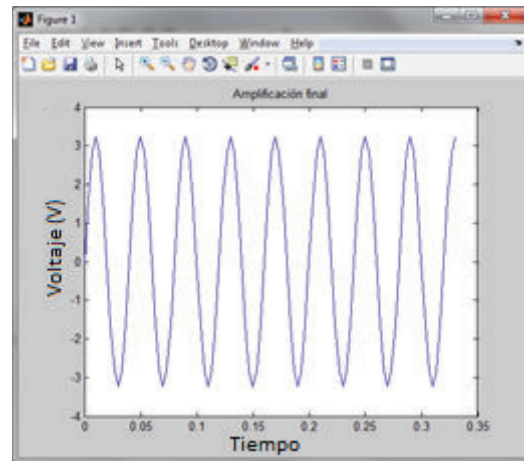
5.3 PRUEBAS DE SOFTWARE.

5.3.1 AMPLIFICACIÓN

El proyecto dota de una ganancia por software mayor a 2, este valor difiere en cada canal para ajustar la salida de todos los canales como se explicó en las secciones anteriores de este capítulo, a continuación se muestra el resultado de la amplificación por software para el canal C1, en primera instancia se muestra la señal registrada por la adquisición desde el circuito de amplificación (Figura 5.11 a)) posteriormente se muestra la respuesta luego de la amplificación (Figura 5.11 b)).



a)



b)

Figura 5.11: Amplificación digital para el canal C1 ($G1=2.03$), a) señal de entrada, b) señal de salida (Amplificación final).

5.3.2 FILTRO FIR PASA BANDA

La banda escogida para este filtro es de 3.5Hz a 40Hz, con esto se logra dos objetivos, el primero remover señales de baja frecuencia relacionados con la

presencia de interferencias de baja frecuencia y la segunda, igualar la frecuencia de corte de todos los canales.

Cabe aclarar que el filtro implementado introduce un pequeño retardo a la respuesta del sistema, el efecto del retardo es hacer que las distintas componentes frecuenciales que constituyen la señal de datos sufran un desplazamiento de fase (la señal de entrada al filtro no estará en fase con la señal luego del filtro), esto se traduce en un retardo de tiempo fijo que experimenta la señal que atraviesa el filtro, pero la señal no se distorsiona [30]. Dicho retardo se basa en el orden del filtro, a mayor orden, mayor retardo. Para la aplicación se selecciona un filtro de grado 50, como ya es sabido el grado determina la pendiente de corte del filtro. A continuación las Figuras 5.12, 5.13, 5.14 se muestran las respuestas del filtro para diferentes grados de corte con el respectivo retraso que generan.

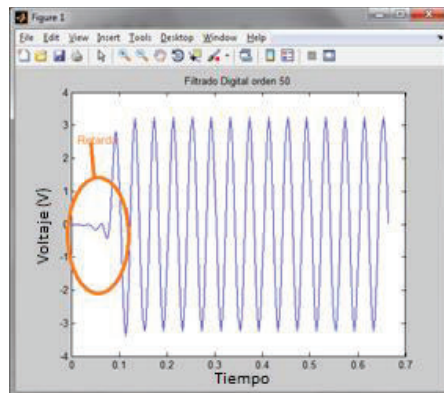


Figura 5.12: Respuesta temporal del filtro FIR en orden 50.

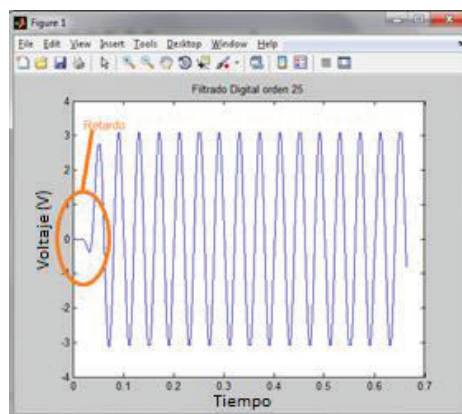


Figura 5.13: Respuesta temporal del filtro FIR en orden 25.

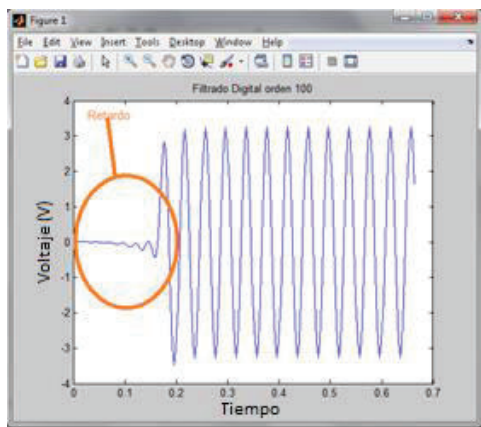


Figura 5.14: Respuesta temporal del filtro FIR en orden 100.

Al igual que para los filtros analógicos se procede a determinar los puntos de medio potencial variando la frecuencia de la señal de entrada, esto se realiza para encontrar las frecuencias de corte, los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 5.4.

Tabla 5.4: Salida de voltaje para los cuatro canales de adquisición a diferentes frecuencias luego de la aplicación del filtro FIR pasa banda.

Canal	C1	C2	C3	C4
Frecuencia (Hz)				
3	1.67v	1.67v	1.67v	1.67v
10	3v	3v	3v	3v
20	3.25v	3.25v	3.25v	3.25v
30	3.1v	3.1v	3.1v	3.1v
40	1.6v	1.6v	1.6v	1.6v
45	0.4v	0.4v	0.4v	0.4v
48	0.05v	0.05v	0.05v	0.05v

Puede apreciarse en la Tabla 5.4 que los puntos de medio potencial (1.67V) para la frecuencia de corte baja se encuentran en la banda de los 3Hz mientras que para la

frecuencia de corte alta, los puntos de medio potencial (1.6V) se encuentran en la banda de los 40Hz respectivamente. Cabe aclarar que las pruebas se realizaron luego de igualar las ganancias en todos los canales por lo que los valores son iguales en todos, por tanto, con esto se ha igualado la amplitud y la respuesta en frecuencia de todos los canales.

5.3.3 FILTRO RESTRINGE BANDA

Es necesaria la implementación de un filtro restringe banda con frecuencia de corte en 60Hz, ya que a pesar de la aplicación del tratamiento de las señales descrito en la sección anterior (5.3.2), se detectó la presencia de contaminación de las señales adquiridas con la señal inducida por la red eléctrica dicha contaminación se hace evidente en el espectro de frecuencia a pesar que el sistema tiene una frecuencia de corte superior de 40Hz. El filtro aplicado para este propósito es también un filtro FIR.

En la Figura 5.15 puede apreciarse la presencia del ruido producido por la red eléctrica en el análisis espectral de una toma (señal dentro de la circunferencia) mientras que en la Figura 5.16 se presenta el resultado de la misma toma luego de la eliminación del ruido por medio del filtro restringe banda.

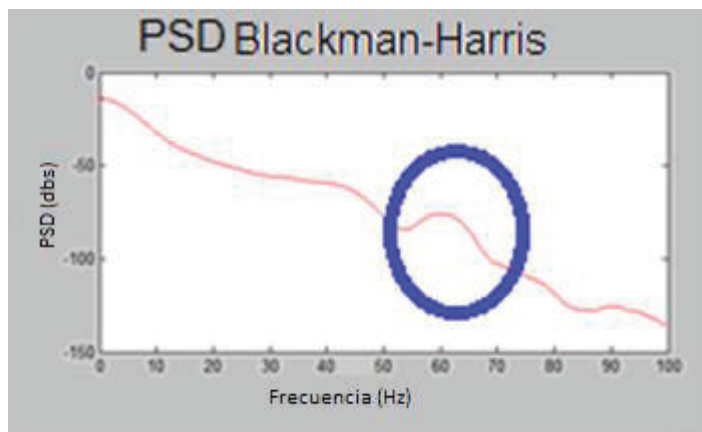


Figura 5.15: Presencia de ruido generado por la red eléctrica.

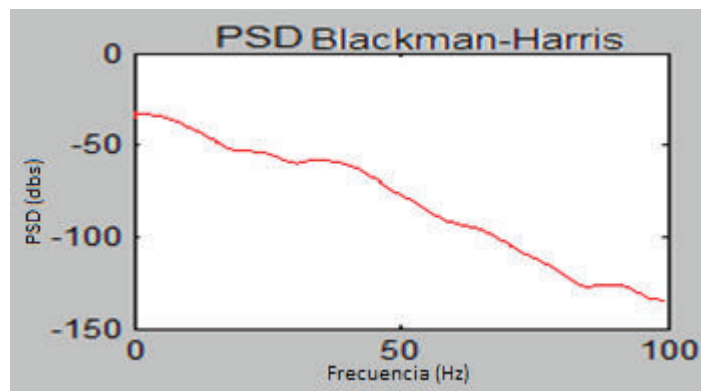


Figura 5.16: Eliminación del ruido generado por la red eléctrica.

5.4 IMPLEMENTACIÓN Y RESPUESTA DEL SISTEMA EN EL RECONOCIMIENTO DE PATRONES

5.4.1 RECONOCIMIENTO DE PATRONES MEDIANTE DISTANCIA EUCLIDIANA

En esta sección se detalla el procedimiento que se siguió para obtener los patrones base y el proceso de reconocimiento de los mismos los cuales son utilizados en el desarrollo de control del proyecto.

5.4.1.1 Patrones de potencial generados por el movimiento ocular

Luego de un gran proceso de observación, se detectan ciertas similitudes en la respuesta del sistema luego de realizar un movimiento ocular, este es el primer paso, la observación, luego se compara la respuesta del sistema con otro movimiento y luego con otro con el fin de determinar si este es único o corresponde a una característica general. Como resultado de la observación se logra sacar cinco patrones claramente diferenciables los cuales corresponden a los movimientos oculares derecha, izquierda, arriba y abajo.

Para determinar estos patrones se reprodujo el siguiente procedimiento; el paciente sentado cómodamente centra la mirada al frente, para determinar el patrón hacia la derecha hace un movimiento rápido hacia la derecha y vuelve la vista hasta la posición central (Figura 5.17); para reproducir un patrón hacia la izquierda, hace un movimiento rápido hacia la izquierda y vuelve la vista hasta la posición central

(Figura 5.18), de igual forma para los patrones de movimiento hacia arriba (Figura 5.19) y abajo (Figura 5.20).

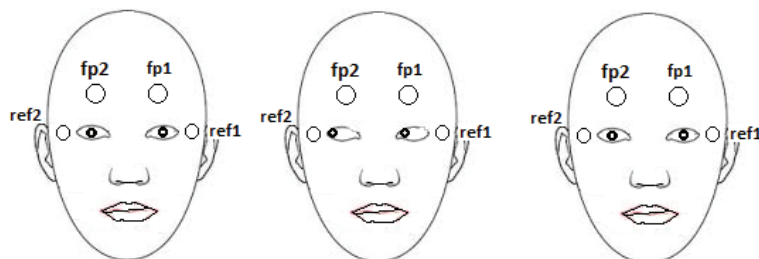


Figura 5.17: Movimiento ocular necesario para generar el patrón base correspondiente al movimiento a la derecha.

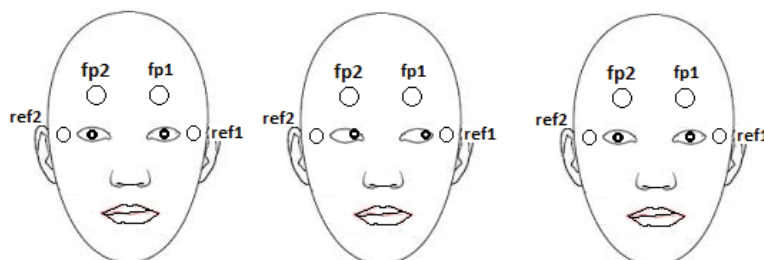


Figura 5.18: Movimiento ocular necesario para generar patrón base, movimiento a la izquierda.

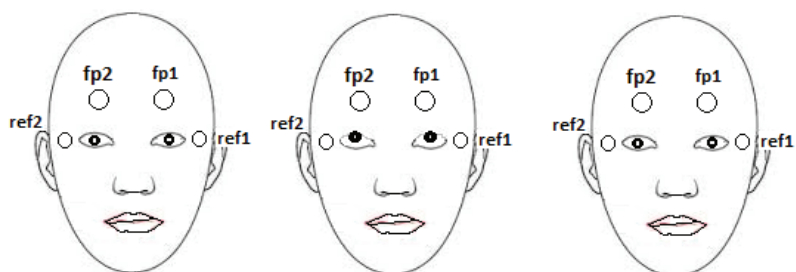


Figura 5.19: Movimiento ocular necesario para generar patrón base, movimiento hacia arriba.

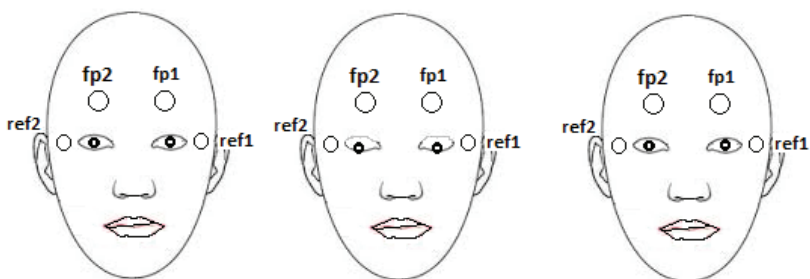
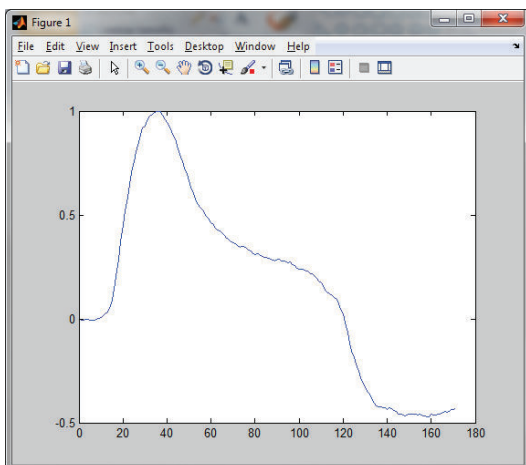


Figura 5.20: Movimiento ocular necesario para generar patrón base, movimiento hacia abajo.

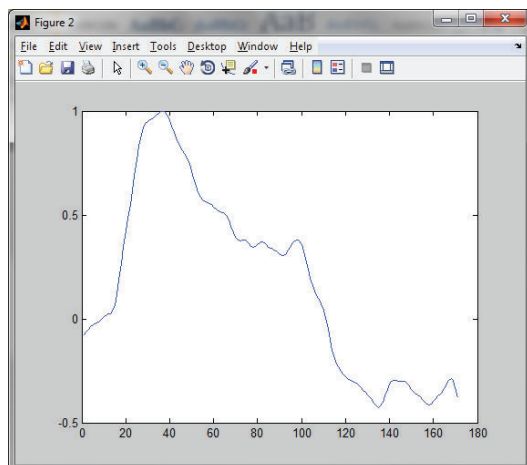
Al reproducir los movimientos oculares descritos, se determinó que las características de potencial de cada movimiento son similares y no exactas, es decir, pueden variar en amplitud o en su ancho e incluso diferir en cierto grado en su forma. Por tal situación para establecer un patrón base que contenga de cierta forma todas las posibles variaciones detectadas se procede a tomar cien muestras de las características, se las normaliza y se las promedia, producto de este trabajo se obtienen los patrones base descritos en el capítulo 4 utilizados para el control.

Otro aspecto importante es determinar cuál es el valor mínimo de la distancia Euclidiana con el cual se puede esperar una clasificación y detección adecuada de los patrones, idealmente la distancia Euclidiana debería ser cero pero realmente es un valor cercano a cero, para establecer este valor se vuelve a aplicar la distancia Euclidiana entre el patrón base y cada una de las cien muestras, resultado de este proceso se determina el valor que cubra el 100% de las muestras es decir el valor más alto.

La Figura 5.21 a) muestra un patrón base normalizado asociado a un movimiento ocular mientras que la Figura 5.21 b) muestra un patrón real normalizado del mismo movimiento, al determinar la distancia euclidiana entre ambos patrones se tiene como resultado un valor de 1.32, este valor es cercano a cero lo que indicaría al sistema de control que efectivamente corresponde al patrón del movimiento base que se está clasificando, la Tabla 5.5 muestra la distancia euclidiana encontrada entre el patrón base y diez muestras reales relacionadas al mismo movimiento ocular.



a)



b)

Figura 5.21: a) Patrón base de movimiento ocular (normalizado), b) patrón real de movimiento ocular (normalizado).

Tabla 5.5: Distancia euclidiana entre patrón base de movimiento ocular y 10 muestras aleatorias del mismo movimiento para el registro de un canal.

Muestra	Distancia. Euclidiana (base-muestra)
1	0.74
2	1.65
3	1.84
4	1.61
5	2.94
6	2.47
7	2.17
8	0.72
9	2.17
10	3.34

De los resultados de la Tabla 5.5 se deduce que en las 10 muestras tomadas, si se selecciona la distancia euclidiana de 3.34 que es la más alta, en caso de clasificar los patrones como verdaderos si la distancia euclidiana con el patrón base es menor o

igual a 3.34 se tendría un 100% de acierto en la clasificación es decir, las diez muestras serían consideradas como un movimiento ocular válido, por otro lado, si se define la distancia euclidiana en 0 (valor ideal) el acierto en la clasificación sería de 0%, es decir, ninguna muestra sería considerada como un movimiento ocular válido.

Este proceso se realiza con cien muestras para cada patrón característico del movimiento ocular con el fin de encontrar la distancia euclidiana máxima cercana a cero que permita una correcta clasificación de cada patrón. Luego de procesar las cien muestras en diferentes días y horarios se fija la distancia euclidiana en los valores mostrados en la Tabla 5.6.

Tabla 5.6: Distancia Euclidiana mínima para detección de patrones de movimiento ocular correspondientes al registro de un canal.

Característica/ Movimiento Ocular	Distancia Euclidiana máxima
Arriba	3.5
Abajo	5
Derecha	5
Izquierda	4.5

Hay que hacer referencia a un aspecto fundamental, parecería que valores de 4.5 para una distancia euclidiana máxima son altos, sin embargo, al comparar diferentes patrones base (correspondientes a movimientos oculares distintos) con el cálculo de esta distancia, la distancia es mucho mayor de un patrón a otro como lo muestra la Tabla 5.7.

Tabla 5.7: Distancia Euclidiana entre diferentes patrones base de movimiento ocular correspondiente al registro de un canal.

Patrón base1	Patrón base2	Distancia Euclidiana
Derecha	Izquierda	16.12
Derecha	Arriba	3.1
Derecha	Abajo	16.33
Izquierda	Arriba	14.3

Izquierda	Abajo	1
Arriba	Abajo	14.6

En base a la Tabla 5.7 se concluye que las características cuyos patrones son muy parecidos (distancia euclidiana menor a 4.5) son las desarrolladas en los movimientos derecha (patrón base 1)-arriba (patrón base 2) (distancia euclidiana = 3.1) e izquierda (patrón base 1)-abajo (patrón base 2) (distancia euclidiana = 1) lo cual hace que el reconocimiento de patrones muestre errores y que confunda la respuesta cuando se realice alguno de estos movimientos.

Para solucionar este problema se hace necesaria la utilización de dos canales ya que precisamente al ejecutar los movimientos en los cuales un canal tiene conflictos, con dos canales las características se invierten, es decir, el canal1 reconoce el patrón de movimiento a la derecha y el canal 2 reconoce el patrón de movimiento a la izquierda o viceversa mientras que para los movimientos hacia arriba y abajo los patrones reconocidos por ambos canales son los mismos pero diferentes según el movimiento.

En base a estos resultados se plantea el control desarrollado.

5.4.1.2 Patrones de potencial generados por la imaginación del movimiento de extremidades superiores

Al igual que para los patrones característicos al movimiento ocular, para los patrones relacionados a la intención de movimiento, el paso más importante y el primero es la observación. Si a simple vista se puede determinar algún cambio en la respuesta del sistema a los movimientos de las extremidades superiores, separarlo es relativamente sencillo. Es necesario aclarar que los patrones relacionados a la imaginación de movimiento fueron extraídos únicamente del espectro de potencia correspondiente a los ritmos alfa (5-13Hz).

Debido a la naturaleza de las ondas cerebrales, el proceso de observación es un proceso largo ya que a diferencia de otros sistemas la toma de datos no puede realizarse por periodos largos seguidos de tiempo ya que el paciente presenta estados de impaciencia o fatiga, además, las características fisiológicas de la

persona cambian constantemente lo cual produce grandes diferencias entre las muestras de una sesión respecto a las muestras de otra sesión a pesar de realizarse en el mismo sujeto en el mismo horario.

A pesar de estas condiciones, luego del proceso de observación se logran extraer cinco características en base a las cuales se aplica el control el cual se respalda también en otros análisis.

Luego de esto, el procedimiento es el mismo que se siguió para la selección de patrones base referentes al movimiento ocular, es decir, promediado y normalizado se cien muestras y cálculo de la distancia euclidiana máxima obteniendo los resultados mostrados en la Tabla 5.8.

Tabla 5.8: Distancia Euclidiana mínima para detección de patrones de intensidad de movimiento de brazos correspondientes al registro de un canal.

Característica/ Intensión de Movimiento	Distancia Euclidiana máxima
Reposo	2.8
Movimiento1	2.7
Movimiento2	2
Movimiento3	3.1
Movimiento4	3

De la Tabla 5.8 se desprenden dos conclusiones, la primera, la distancia euclidiana mínima para las cinco características puede ser fijada en 3 para todas ya que sus valores son cercanos, por tanto el valor de tres es utilizado en el algoritmo de control.

La segunda, existe solo un patrón fijo establecido el cual corresponde al estado de reposo mientras que cuatro patrones establecen el movimiento de una extremidad, esto es debido a que cualquiera de estas cuatro características puede presentarse en la intensidad de movimiento de cualquiera de los brazos. Para determinar la intensidad de movimiento deben cumplirse las combinaciones de patrones detalladas en el capítulo 4.

5.4.2 RECONOCIMIENTO DE PATRONES MEDIANTE POTENCIALES MÁXIMOS.

En principio, únicamente los potenciales registrados por los canales ubicados en cada hemisferio cerebral podían determinar el movimiento de los brazos ya que se partía del precepto de establecer que en estado de reposo los potenciales se igualan y en caso de la imaginación de movimiento a la derecha el potencial del hemisferio izquierdo es mayor al del hemisferio derecho y viceversa en caso de la imaginación del movimiento del brazo izquierdo. Sin embargo, al aplicar esta característica en tiempo real, el porcentaje de acierto en la clasificación es muy bajo, menor al 10% mientras que en estado de reposo la clasificación determina falsamente intensiones de movimiento. La Figura 5.22 representa una toma realizada al paciente en estado de reposo, dicha toma muestra niveles de potenciales no esperados para este estado.

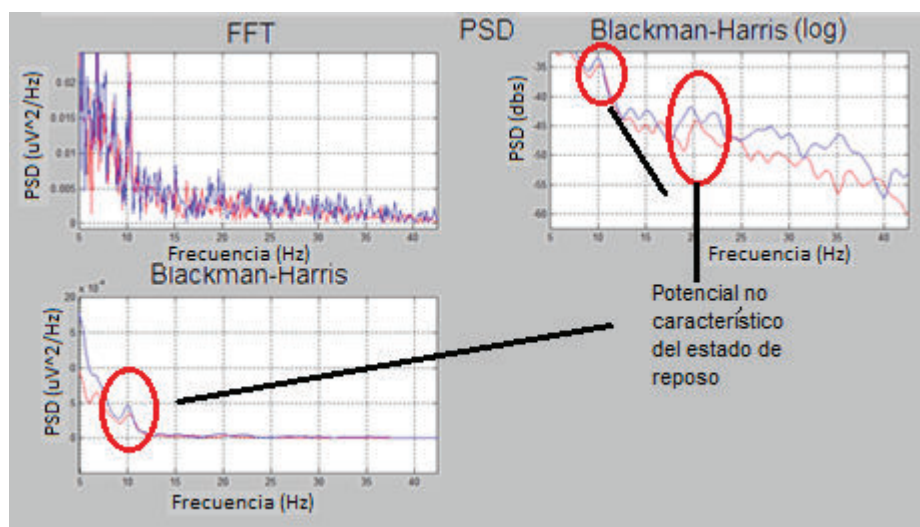


Figura 5.22: Análisis espectral de dos muestras relacionadas al estado de reposo.

En la Figura 5.22 puede apreciarse que las muestras relacionadas al estado de reposo no están en fase ni con el mismo potencial y más bien tiene la característica de potencia relacionadas a la intensidad de movimiento de los brazos.

Como resultado del análisis anterior se concluye que la característica de potenciales máximos no es una buena característica para la determinar la intensidad de movimientos de los brazos.

A pesar de la conclusión anterior, la característica de potenciales nos brinda información sobre la presencia de señales cerebrales ya que al hacer pruebas con los electrodos colocados en el paciente y pruebas con los electrodos desconectados se pudo apreciar que los potenciales cuando los electrodos están conectados son mayores a los potenciales cuando los electrodos están sueltos, esto puede apreciarse en los datos de las Tablas 5.9, 5.10 y 5.11 que contienen los picos de potencial y la potencia media registrados para diez muestras correspondientes a la imaginación de movimiento de los brazos y del ruido registrado cuando los electrodos están desconectados del paciente.

Tabla 5.9: Valores máximos de potencia y potencia media correspondientes al análisis espectral de 10 muestras referentes a la imaginación del movimiento del brazo derecho.

Muestra	Pico máximo del PSD ($\mu\text{v}^2/\text{Hz}$)	Potencia del PSD (mv^2/Hz)
1	0.2	0.1
2	0.1	0.06
3	0.2	0.13
4	0.2	0.12
5	0.18	0.1
6	0.19	0.1
7	0.18	0.13
8	0.2	0.12
9	0.2	0.09
10	0.2	0.1

Tabla 5.10: Valores máximos de potencia y potencia media correspondientes al análisis espectral de 10 muestras referentes a la imaginación del movimiento del brazo izquierdo.

Muestra	Pico máximo del PSD ($\mu\text{v}^2/\text{Hz}$)	Potencia del PSD (mv^2/Hz)
1	0.2	0.14
2	0.2	0.12
3	0.26	0.14
4	0.17	0.09
5	0.21	0.11
6	0.23	0.09
7	0.23	0.12
8	0.27	0.12
9	0.16	0.15
10	0.19	0.07

Tabla 5.11: Valores máximos de potencia y potencia media correspondientes al análisis espectral de 10 muestras referentes al registro de ruido (electrodos desconectados).

Muestra	Pico máximo del PSD ($\mu\text{v}^2/\text{Hz}$)	Potencia del PSD (mv^2/Hz)
1	0.18	0.09
2	0.14	0.04
3	0.11	0.03
4	0.12	0.04
5	0.18	0.05
6	0.15	0.05
7	0.23	0.06
8	0.13	0.07
9	0.14	0.04
10	0.09	0.08

En base a los potenciales medios desarrollados en la imaginación de movimientos de las extremidades superiores (Tabla 5.9 y 5.10) que desarrollan en la mayoría de las muestras niveles superiores a $0.1\text{mv}^2/\text{Hz}$, comparados con los potenciales medios

desarrollados cuando los electrodos están desconectados (Tabla 5.11) que registran en las diez muestras niveles menores a $0.1\text{mv}^2/\text{Hz}$, puede establecerse un valor umbral ($0.1\text{mv}^2/\text{Hz}$) que identifique cuando los electrodos están conectados y registran un señal valida de EEG que puede posteriormente ingresar al sistema de clasificación. Algo similar ocurre con los valores de pico máximo de potencial, con estos se puede establecer otro umbral ($0.2\text{uv}^2/\text{Hz}$) y establecer que las señales que desarrollen picos de potenciales sobre este valor corresponden a señales válidas de EEG. En base a estos resultados, el control incrementa estos umbrales como complemento para fortalecer el mismo y reducir la presencia de errores.

5.5 RESPUESTA DE LA TEORIA DE CLASIFICACIÓN Y CLASIFICADORES EN TIEMPO DIFERIDO

La respuesta de los clasificadores depende más que en su estructura, en los datos con los cuales son entrenados o de los cuales extrae las características para clasificar. Si los datos de clasificación son representativos de la actividad cerebral (en este caso) y a su vez diferentes a los datos de otro tipo de actividad, entonces la respuesta del clasificador será muy buena pero en caso de usar el clasificador con datos redundantes, insuficientes o no representativos, la respuesta es mala.

A continuación se presentan los resultados obtenidos con los sistemas de clasificación implementados en el sistema de control (redes neuronales y densidad de probabilidad en una función de distribución normal) en tiempo diferido mediante el equipo diseñado y construido.

5.5.1 FUNCIÓN DE DENSIDAD DE PROBABILIDAD

Para implementar este sistema de clasificación se utiliza la función “*normpdf(x,mu,sigma)*” de Matlab la cual permite calcular la densidad de probabilidad en una distribución normal para el valor de “*x*”, utiliza para el cálculo la desviación estándar “*sigma*” y la media aritmética “*mu*” característicos del fenómeno que se estudia. En base a las tomas realizadas en tiempo diferido de los estados de reposo, imaginación del movimiento del brazo derecho y la imaginación del movimiento del brazo izquierdo, se calcula la media base y la desviación estándar

base, en función de estos se determina la distribución normal de las muestras para cada estado mental como se planteó en el capítulo 2. Cabe aclarar que los datos utilizados para el procedimiento y mostrados a continuación son los picos del espectro de potencia presentes en los ritmos alfa y beta mediante el análisis Blackman-Harris-Welch por ser los datos que desarrollan las mejores características.

Finalmente, el sistema selecciona una muestra aleatoria de los datos, calcula el espectro de potencia, extrae los picos característicos del espectro y mediante la función “*normpdf*” determina la probabilidad que los datos pertenezcan en mayor grado a una de las funciones de probabilidad base de los diferentes estados mentales clasificando así la muestra seleccionada. Para determinar cuál es la mayor probabilidad desarrollada por la muestra se selecciona el mayor valor entregado por la función “*normpdf*”.

La Figura 5.23 muestra uno de los resultados obtenidos del proceso anteriormente descrito.

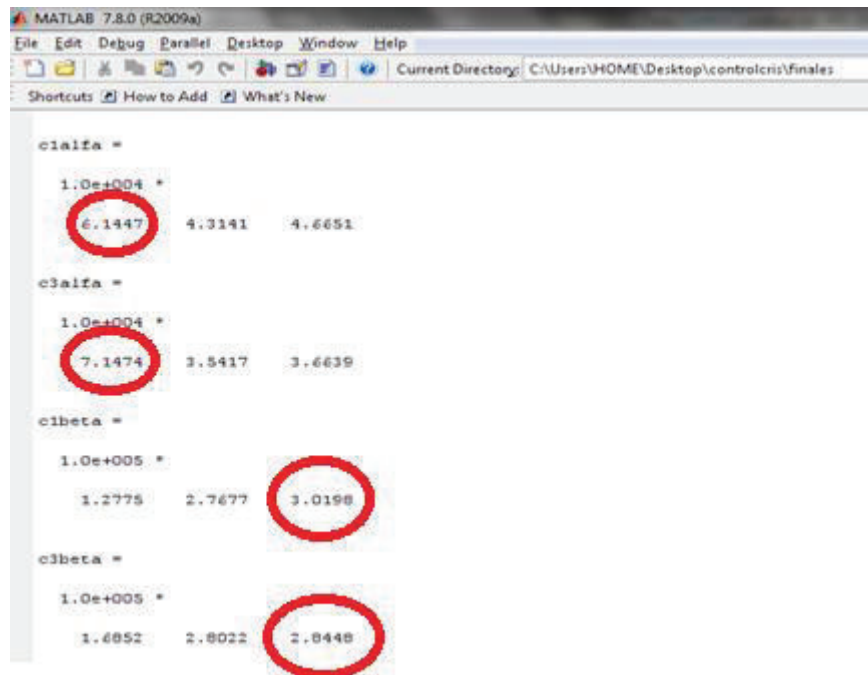


Figura 5.23: Cálculo de la densidad de probabilidad mediante la función “*normpdf*” de Matlab para valores pico del análisis espectral de dos registros de adquisición de Electroencefalograma.

La Figura 5.23 muestra el cálculo de la densidad de probabilidad para los espectros de potencia referentes a los ritmos alfa y beta para los canales o registros C1 y C3 (c1alfa, c3alfa, c1beta, c3beta) para una muestra aleatoria la cual se desea clasificar.

Para cada caso, el primer valor corresponde a la densidad de probabilidad de la muestra con respecto al estado de reposo, el segundo valor corresponde a la densidad de probabilidad de la muestra con respecto a la imaginación del movimiento del brazo derecho y el último valor corresponde a la densidad de probabilidad con respecto a la imaginación del movimiento del brazo izquierdo.

Puede apreciarse que en el canal C1 en el espectro alfa (c1alfa), la mayor densidad de probabilidad se refleja en el primer valor ($6.1447e+4$ valor en la primera circunferencia roja) lo que indica que el potencial desarrollado en este espectro tiene mayor probabilidad de pertenecer al estado de reposo que al de alguno de los movimientos de las extremidades que desarrollan una menor densidad de probabilidad ($4.3141e+4$ y $4.6651e+4$ respectivamente).

En el caso c1beta la mayor probabilidad se encuentra en el tercer valor referente a la imaginación del movimiento del brazo izquierdo ($3.0198e+4$).

En el caso de c3alfa la mayor probabilidad se encuentra en el estado de reposo ($7.1474e+4$) y en c3beta la mayor probabilidad se encuentra en la imaginación del movimiento del brazo izquierdo ($2.8448e+4$).

Los resultados obtenidos anteriormente para esta muestra indican que los canales c1 y c3 en el espectro alfa presentan la mayor probabilidad de pertenecer al grupo de muestras referentes al estado de reposo ($6.1447e+4$ y $7.1474e+4$ respectivamente) mientras que para los mismos canales en el espectro beta indican que la mayor probabilidad desarrollada por los canales corresponde a la imaginación de movimiento del brazo izquierdo ($3.0198e+4$ y $2.8448e+4$ respectivamente), en consecuencia, para clasificar la muestra se escoge la intensidad de movimiento que desarrollo los niveles más altos de probabilidad, en este caso, el estado de reposo.

Mediante la implementación de este algoritmo se obtienen muy buenos resultados en cuanto a la identificación de potenciales referentes al desarrollo de la imaginación del

movimiento de extremidades superiores con respecto al estado de reposo aunque no se obtiene gran diferencia para discernir entre derecha e izquierda como se evidencio en el capítulo 2 sección 2.9.1.

5.5.2 RED NEURONAL

Para seleccionar el mejor sistema de clasificación, es necesario hacer comprobaciones o competencias entre dichos sistemas para escoger el que será utilizado, en el caso de las redes neuronales, las diferentes arquitecturas desarrolladas haría el que este trabajo sea muy extenso y salga de los alcances de este proyecto, por tal razón, únicamente se seleccionan dos tipos de redes para la comparación de resultados, la primera es conocida como LVQ (Learning Vector Quantization) y la segunda es la red Feed-Forward Backpropagation, se seleccionan estas por tratarse de redes implementadas en algunas de las referencias en las que se apoya esta investigación.

5.5.2.1 Red (LVQ)

Este tipo de red utiliza una técnica para reducir la dimensionalidad de los datos, los vectores son mapeados en un conjunto más pequeño de valores, estos valores son trasladados a valores cercanos de los originales.

Este tipo de red se considera un clasificador supervisado ya que los vectores de entrada deben ser comparados con vectores prototipos, para mayor detalle sobre la arquitectura e implementación de esta red dirigirse a la referencia [31]. A continuación se muestran los resultados de la clasificación aplicando esta red para 150 muestras aplicando diferente número de neuronas y diferente número de iteraciones. Las iteraciones definen en número de veces que se llevará a cabo el proceso de entrenamiento de la red. El clasificador usa como prototipos de entrenamiento los vectores de características de los registros de EEG correspondientes al estado de reposo, la imaginación de movimiento del brazo derecho y del brazo izquierdo.

Tabla 5.12: Porcentaje de acierto y error para la clasificación de tres estados mentales aplicando la red neuronal LVQ (200 iteraciones) para 150 muestras de entrada.

15 Neuronas		200 iteraciones		
Estado Mental	% de Acierto	% Error Derecha	% Error Izquierda	% Error Reposo
Derecha	14		59	27
Izquierda	65	13		22
Reposo	46	12	42	

Tabla 5.13: Porcentaje de acierto y error para la clasificación de tres estados mentales aplicando la red neuronal LVQ (58 iteraciones) para 150 muestras de entrada.

15 Neuronas		58 iteraciones		
Estado Mental	% de Acierto	% Error Derecha	% Error Izquierda	% Error Reposo
Derecha	59		15	26
Izquierda	64	14		22
Reposo	41	13	46	

Tabla 5.14: Porcentaje de acierto y error para la clasificación de tres estados mentales aplicando la red neuronal LVQ (100 iteraciones) para 150 muestras de entrada.

15 Neuronas		100 iteraciones		
Estado Mental	% de Acierto	% Error Derecha	% Error Izquierda	% Error Reposo
Derecha	61		12	27
Izquierda	69	9		22
Reposo	42	11	47	

Tabla 5.15: Porcentaje de acierto y error para la clasificación de tres estados mentales aplicando la red neuronal LVQ (4 neuronas) para 150 muestras de entrada.

4 Neuronas		100 iteraciones		
Estado Mental	% de Acierto	% Error Derecha	% Error Izquierda	% Error Reposo
Derecha	59		14	27
Izquierda	64	14		22
Reposo	42	12	46	

Tabla 5.16: Porcentaje de acierto y error para la clasificación de tres estados mentales aplicando la red neuronal LVQ (5 neuronas) para 150 muestras de entrada.

5 Neuronas		100 iteraciones		
Estado Mental	% de Acierto	% Error Derecha	% Error Izquierda	% Error Reposo
Derecha	59		15	26
Izquierda	66	14		20
Reposo	45	12	43	

Tabla 5.17: Porcentaje de acierto y error para la clasificación de tres estados mentales aplicando la red neuronal LVQ (7 neuronas) para 150 muestras de entrada.

7 Neuronas		100 iteraciones		
Estado Mental	% de Acierto	% Error Derecha	% Error Izquierda	% Error Reposo
Derecha	57		21	22
Izquierda	66	10		24
Reposo	41	16	43	

Tabla 5.18: Porcentaje de acierto y error para la clasificación de tres estados mentales aplicando la red neuronal LVQ (9 neuronas) para 150 muestras de entrada.

9 Neuronas		100 iteraciones		
Estado Mental	% de Acierto	% Error Derecha	% Error Izquierda	% Error Reposo
Derecha	54		17	29
Izquierda	56	20		24
Reposo	35	15	50	

De los resultados anteriores puede apreciarse que los mejores porcentajes de acierto en la clasificación en tiempo diferido se desarrollan en la Tabla 5.14 correspondiente a la implementación de la red neuronal LVQ con 15 neuronas y 100 iteraciones; puede observarse además que los porcentajes en esta tabla no superan el 70% de acierto mientras que el porcentaje mínimo de acierto esperado supera el 40%.

5.5.2.2 Red FeedForward Backpropagation

A continuación se muestran los resultados de la clasificación en tiempo diferido aplicando esta red para 150 muestras aplicando diferente número de neuronas y diferente número de iteraciones.

Tabla 5.19: Porcentaje de acierto y error para la clasificación de tres estados mentales aplicando la red neuronal Feed-Forward Backpropagation (20 neuronas, función de activación tansig-purelin) para 150 muestras de entrada.

20 Neuronas		100 iteraciones		
Estado Mental	% de Acierto	% Error Derecha	% Error Izquierda	% Error Reposo
Derecha	68		13	19
Izquierda	33	45		22
Reposo	79	16	5	

Tabla 5.20: Porcentaje de acierto y error para la clasificación de tres estados mentales aplicando la red neuronal Feed-Forward Backpropagation (3 neuronas, función de activación tansig-purelin) para 150 muestras de entrada.

3 Neuronas		100 iteraciones		
Estado Mental	% de Acierto	% Error Derecha	% Error Izquierda	% Error Reposo
Derecha	70		14	16
Izquierda	32	45		23
Reposo	62	37	1	

Tabla 5.21: Porcentaje de acierto y error para la clasificación de tres estados mentales aplicando la red neuronal Feed-Forward Backpropagation (6 neuronas, función de activación tansig-purelin) para 150 muestras de entrada.

6 Neuronas		100 iteraciones		
Estado Mental	% de Acierto	% Error Derecha	% Error Izquierda	% Error Reposo
Derecha	24		43	33
Izquierda	65	16		19
Reposo	61	14	25	

Tabla 5.22: Porcentaje de acierto y error para la clasificación de tres estados mentales aplicando la red neuronal Feed-Forward Backpropagation (12 neuronas, función de activación tansig-purelin) para 150 muestras de entrada.

12 Neuronas		100 iteraciones		
Estado Mental	% de Acierto	% Error Derecha	% Error Izquierda	% Error Reposo
Derecha	41		22	37
Izquierda	50	23		27
Reposo	80	11	9	

Tabla 5.23: Porcentaje de acierto y error para la clasificación de tres estados mentales aplicando la red neuronal Feed-Forward Backpropagation (20 neuronas, función de activación purelin-purelin) para 150 muestras de entrada.

20 Neuronas		100 iteraciones		
Estado Mental	% de Acierto	% Error Derecha	% Error Izquierda	% Error Reposo
Derecha	61		13	26
Izquierda	42	30		28
Reposo	81	14	5	

Tabla 5.24: Porcentaje de acierto y error para la clasificación de tres estados mentales aplicando la red neuronal Feed-Forward Backpropagation (3 neuronas, función de activación purelin-purelin) para 150 muestras de entrada.

3 Neuronas		100 iteraciones		
Estado Mental	% de Acierto	% Error Derecha	% Error Izquierda	% Error Reposo
Derecha	54		12	34
Izquierda	31	40		29
Reposo	85	12	3	

Tabla 5.25: Porcentaje de acierto y error para la clasificación de tres estados mentales aplicando la red neuronal Feed-Forward Backpropagation (6 neuronas, función de activación purelin-purelin) para 150 muestras de entrada.

6 Neuronas		100 iteraciones		
Estado Mental	% de Acierto	% Error Derecha	% Error Izquierda	% Error Reposo
Derecha	57		20	23
Izquierda	44	33		23
Reposo	77	15	8	

Tabla 5.26: Porcentaje de acierto y error para la clasificación de tres estados mentales aplicando la red neuronal Feed-Forward Backpropagation (12 neuronas, función de activación purelin-purelin) para 150 muestras de entrada.

12 Neuronas	100 iteraciones			
Estado Mental	% de Acierto	% Error Derecha	% Error Izquierda	% Error Reposo
Derecha	48		27	25
Izquierda	55	21		24
Reposo	71	17	12	

De los resultados en las tablas anteriores y en base a muchas pruebas más, se concluye que los mejores resultados se obtienen con la red neuronal Feed-Forward Backpropagation ya que con esta se alcanzan porcentajes de acierto superior al 70% como máximo y se pueden alcanzar porcentajes de acierto mínimos superiores al 50% como se aprecia en la Tabla 5.26 perteneciente a una red con doce neuronas en su capa oculta en cien iteraciones, esta red es la escogida para la aplicación en tiempo real.

5.6 RESPUESTA Y ALCANCE FINAL DEL SISTEMA

5.6.1 CONTROL EOG/EEG

Este control está basado en el reconocimiento de patrones que resultan del movimiento ocular, estos patrones son altamente confiables ya que durante todas las sesiones sus características cambian levemente incluso de paciente a paciente. Se utiliza además los potenciales alfa relacionados al estado de reposo con ojos cerrados, la ventaja de utilizar estos potenciales radica únicamente en la relativa facilidad con la que una persona puede ser inducida a este estado (bajo un ambiente y circunstancias controladas).

Por otra parte el reconocimiento de patrones se realiza mediante el cálculo de la distancia euclidiana que es un método utilizado por algunas estructuras de redes neuronales para la clasificación.

A continuación se muestran algunos de los resultados obtenidos bajo la implementación de este control en diferentes sesiones de adquisición para el individuo en base al que se ajustó el sistema, las sesiones se llevan a cabo en diferentes horarios en diferentes días.

En cada una de las tablas se muestra el porcentaje de acierto y error correspondiente a la detección de los patrones producidos por el movimiento ocular y el estado de reposo con ojos cerrados (Ritmos Alfa), además se muestra el porcentaje de incertidumbre es decir, las veces que se generó un patrón ideal y no fue reconocido; la diferencia con el porcentaje de error radica en que un error se considera cuando el patrón relacionado a cierto Biopotencial es atribuido a otro.

Sesión A1

Tabla 5.27: Porcentaje de acierto y error para la clasificación en tiempo real de biopotenciales EOG/EEG.

Biopotencial	% Acierto	% Error	%Incertidumbre
EOG Derecha	85	2	13
EOG Izquierda	85	2	13
EOG Arriba	88	1	11
EOG Abajo	88	1	11
Ritmos Alfa	98	1	2

Sesión B1

Tabla 5.28: Porcentaje de acierto y error para la clasificación en tiempo real de biopotenciales EOG/EEG.

Biopotencial	% Acierto	% Error	%Incertidumbre
EOG Derecha	80	2	18
EOG Izquierda	80	2	18
EOG Arriba	88	2	10
EOG Abajo	88	2	10
Ritmos Alfa	95	1	4

Sesión C1

Tabla 5.29: Porcentaje de acierto y error para la clasificación en tiempo real de biopotenciales EOG/EEG.

Biopotencial	% Acierto	% Error	%Incertidumbre
EOG Derecha	70	1	29
EOG Izquierda	70	1	29
EOG Arriba	80	1	19
EOG Abajo	80	1	19
Ritmos Alfa	98	1	1

Sesión D1

Tabla 5.30: Porcentaje de acierto y error para la clasificación en tiempo real de biopotenciales EOG/EEG.

Biopotencial	% Acierto	% Error	%Incertidumbre
EOG Derecha	43	2	55
EOG Izquierda	43	2	55
EOG Arriba	70	1	29
EOG Abajo	70	1	29
Ritmos Alfa	90	1	9

Sesión E1

Tabla 5.31: Porcentaje de acierto y error para la clasificación en tiempo real de biopotenciales EOG/EEG

Biopotencial	% Acierto	% Error	%Incertidumbre
EOG Derecha	10	1	89
EOG Izquierda	10	1	89
EOG Arriba	20	1	79
EOG Abajo	20	1	79
Ritmos Alfa	90	1	9

De los resultados anteriores (Tablas 5.27, 5.28, 5.29, 5.30, 5.31) puede apreciarse que el nivel de error en la detección de patrones es muy bajo no mayor al 2%; por otra parte, el porcentaje de incertidumbre puede llegar a ser elevado (89%). Para corregir o reducir el nivel de incertidumbre, el paciente debe someterse a un proceso de entrenamiento para que desarrolle con mayor facilidad los patrones ideales de clasificación, puede obtenerse también buenos resultados si el paciente tiene puntos fijos para guiar el movimiento de sus ojos.

En el caso de los potenciales relacionados al estado de reposo con ojos cerrados, el porcentaje de error así como de incertidumbre son bajos y para obtener buenos resultados es importante realizar la toma en un ambiente libre de sonidos y el paciente debe estar cómodamente sentado.

5.6.2 CONTROL EEG

Una vez escogida la red neuronal y los parámetros que ofrecen los mejores resultados de clasificación, se procede a probar la respuesta del sistema en tiempo real en diferentes horarios para establecer su efectividad, este proceso se realiza en primer lugar utilizando el vector de características mostrado en el capítulo 4 sección 4.4.1, el procedimiento arroja los siguientes resultados en base a cien tomas en tiempo real para el sujeto al cual se ajustó el sistema en diferentes sesiones de adquisición correspondientes a distintos días y horarios en un ambiente y bajo las mejores condiciones como se detalló en el capítulo 2 sección 2.3.

Sesión A2

Tabla 5.32: Porcentaje de acierto y error para la clasificación en tiempo real de tres estados mentales aplicando la red neuronal Feed-Forward Backpropagation.

Estado Mental	% Acierto	% Error	% Incertidumbre
Derecha	56	28	16
Izquierda	56	17	27
Reposo	18	52	30

Sesión B2

Tabla 5.33: Porcentaje de acierto y error para la clasificación en tiempo real de tres estados mentales aplicando la red neuronal Feed-Forward Backpropagation.

Estado Mental	% Acierto	% Error	% Incertidumbre
Derecha	15	55	30
Izquierda	56	17	27
Reposo	40	35	25

Sesión C2

Tabla 5.34: Porcentaje de acierto y error para la clasificación en tiempo real de tres estados mentales aplicando la red neuronal Feed-Forward Backpropagation.

Estado Mental	% Acierto	% Error	% Incertidumbre
Derecha	70	15	15
Izquierda	55	15	30
Reposo	60	25	15

Sesión D2

Tabla 5.35: Porcentaje de acierto y error para la clasificación en tiempo real de tres estados mentales aplicando la red neuronal Feed-Forward Backpropagation.

Estado Mental	% Acierto	% Error	% Incertidumbre
Derecha	15	75	10
Izquierda	70	20	10
Reposo	6	40	30

Sesión E2

Tabla 5.36: Porcentaje de acierto y error para la clasificación en tiempo real de tres estados mentales aplicando la red neuronal Feed-Forward Backpropagation.

Estado Mental	% Acierto	% Error	% Incertidumbre
Derecha	20	67	13
Izquierda	47	33	20
Reposo	53	13	34

De los resultados anteriores se llega a una conclusión fundamental, la variabilidad intrapersonal es sumamente incidente en los resultados ya que el mismo clasificador bajo los mismos parámetros de funcionamiento en un solo paciente, tiene grandes diferencias en su respuesta en diferentes sesiones ya que se puede obtener porcentajes de acierto altos (70% tabla 5.34) o muy bajos (6% Tabla 5.35).

A continuación se muestran los resultados obtenidos luego de aplicar la red Feed-Forward Backpropagation con los mismos parámetros de configuración, al mismo sujeto, en el mismo ambiente en el cual se desarrollaron las sesiones A2, B2, C2, D2, E2, pero al reemplazar el vector de características (para entrenamiento de la red) por la matriz de características que contiene el análisis de espectral de potencia completo correspondiente a dos registros de EEG en el rango de los ritmos alfa (capítulo 4 sección 4.4.1). Los datos posteriores corresponden a nuevas sesiones.

Sesión A3

Tabla 5.37: Porcentaje de acierto y error para la clasificación en tiempo real de tres estados mentales aplicando la red neuronal Feed-Forward Backpropagation con nuevo vector de entrenamiento.

Estado Mental	% Acierto	% Error	% Incertidumbre
Derecha	55	28	17
Izquierda	56	23	21
Reposo	59	24	17

Sesión B3

Tabla 5.38: Porcentaje de acierto y error para la clasificación en tiempo real de tres estados mentales aplicando la red neuronal Feed-Forward Backpropagation con nuevo vector de entrenamiento.

Estado Mental	% Acierto	% Error	% Incertidumbre
Derecha	39	43	18
Izquierda	37	39	24
Reposo	50	23	27

Sesión C3

Tabla 5.39: Porcentaje de acierto y error para la clasificación en tiempo real de tres estados mentales aplicando la red neuronal Feed-Forward Backpropagation con nuevo vector de entrenamiento.

Estado Mental	% Acierto	% Error	% Incertidumbre
Derecha	73	10	17
Izquierda	63	17	20
Reposo	60	25	15

Sesión D3

Tabla 5.40: Porcentaje de acierto y error para la clasificación en tiempo real de tres estados mentales aplicando la red neuronal Feed-Forward Backpropagation con nuevo vector de entrenamiento.

Estado Mental	% Acierto	% Error	% Incertidumbre
Derecha	10	50	40
Izquierda	60	10	30
Reposo	50	12	38

Sesión E3

Tabla 5.41: Porcentaje de acierto y error para la clasificación en tiempo real de tres estados mentales aplicando la red neuronal Feed-Forward Backpropagation con nuevo vector de entrenamiento.

Estado Mental	% Acierto	% Error	% Incertidumbre
Derecha	1	39	60
Izquierda	6	11	83
Reposo	12	14	74

De los resultados anteriores se concluye que al igual que sucedió con los resultados de la respuesta de la red neuronal con el vector de características, al entrenar la red con datos nuevos, los resultados pueden mejorar (mayor porcentaje de acierto en la detección de patrones relacionados a la imaginación de movimiento) sin embargo esto no garantiza una excelente respuesta del sistema en diferentes sesiones y se obtienen respuestas con alto porcentaje de acierto (73% Tabla 5.39) o con muy bajo acierto en ocasiones (1% Tabla 5.41).

En base a los resultados de esta sección (5.6.2), el control en tiempo real analizará la respuesta de la red neuronal con los dos tipos de datos de entrenamiento (vector de características y PSD Blackman-Harris de los ritmos alfa) para determinar la intensidad de movimiento desarrollada por el paciente.

Por otra parte, para evitar el problema que se presenta por la variabilidad intrapersonal, lo recomendable es hacer una adquisición previa para la obtener datos característicos que sirvan de entrenamiento para la red neuronal para cada sesión y posterior a esto implementar el control en tiempo real, con este procedimiento se logra mejores porcentajes de acierto en la detección de patrones como los obtenidos en tiempo diferido sección 5.5.2.2. Este proyecto no implementa esta opción por no ser parte de los alcances propuestos, a pesar de esto, se implementa el control mediante pedido es decir, el control se desarrollará únicamente cuando un operador externo al sistema envíe la señal al paciente para que desarrolle el pensamiento relacionado al movimiento de sus brazos, con esto se logra reducir los errores que el sistema puede enviar en el desarrollo de otros estados mentales.

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES

- Si bien todo el cerebro trabaja mediante conexiones internas para realizar sus funciones, a lo largo del tiempo se ha podido determinar la relación de ciertas áreas con funciones especiales. Se aprovecha esta característica para desarrollar los interfaces cerebro-computador (ICC).
- La clasificación en frecuencia de las ondas cerebrales establece rangos de frecuencia característicos que han sido relacionados con actividades mentales particulares, con el estudio de un área del cerebro relacionada a un evento físico o mental y el estudio en la frecuencia relacionada al mismo evento se puede extraer una característica representativa de dicho evento y con esto una señal válida para el control de objetivos o aplicaciones finales.
- El rango de frecuencias en el cual se ha detectado la presencia de ondas cerebrales es limitado (0-100Hz), las zonas relacionadas con el movimiento e imaginación de movimientos son limitadas, la adquisición de señales en la superficie de la cabeza es limitada, por todos estos parámetros y considerando la complejidad con la que funciona el cerebro es razonable concluir que los interfaces cerebro computador tienen grandes limitaciones frente a controles desarrollados por medio de otro tipo de biopotenciales.
- La complejidad que se presenta al trabajar con señales cerebrales radica principalmente en que el cerebro no puede ser considerado como una fuente de valores fijos y programables de potencial ya que los potenciales desarrollados en el cerebro son el resultado de eventos y condiciones físicas y psicológicas de la persona y evidentemente estas no son las mismas para dos personas y mucho menos para varias personas.
- Todos los sistemas de control basados en biopotenciales constan de las siguientes partes, extracción de señales, acondicionamiento analógico, adquisición digital, procesamiento y aplicación final. Lo que diferencia a los

sistemas es el método de extracción de patrones y los métodos para clasificar los mismos, dependiendo estos del Biopotencial estudiado.

- Es importante la utilización de elementos probados y/o certificados para la implementación de los sistemas de control en base a biopotenciales, esto además de facilitar los procesos, valida al proyecto para su futura implementación en personas.
- Los sistemas de control basados en señales cerebrales extraen características relacionadas a la actividad mental del análisis en frecuencia de las mismas, existen diversos métodos para realizar este análisis, se realiza este proceso mediante al menos dos de estos procedimientos y se selecciona el que ofrezca los mejores resultados para la implementación del control final.
- El primer paso para la extracción de patrones relacionados a la actividad mental deseada es la observación, si se observa alguna variación en el espectro de frecuencia y esta se presenta constantemente, entra al proceso de validación que determina si la señal corresponde efectivamente al pensamiento desarrollado.
- Para validar una característica como un estado mental voluntario, necesariamente debe ser probado en un paciente en muchas sesiones y posteriormente en otros pacientes, según los resultados de este procedimiento se determina la variabilidad intrapersonal e interpersonal. En el caso de las biopotenciales cerebrales, las variabilidades mencionadas son muy elevadas por lo que los sistemas deben ser ajustados para cada paciente.
- Una vez extraídos, el mejor método de análisis para frecuencia en tiempo diferido y los patrones característicos relacionados a los estados mentales, es necesaria la implementación de un algoritmo de clasificación. Existen diferentes tipos de clasificadores, su respuesta depende de la diferencia entre los patrones a clasificar.
- Un clasificador es un algoritmo básico o complejo que determina en función de parámetros bases, si nuevos datos tienen similitud con esta base o no, según esta respuesta se ejecutan instrucciones de control posteriores.

- Los mejores resultados del estudio en tiempo diferido se aplican al control en tiempo real. Los resultados obtenidos (en tiempo real) no se ajustan exactamente a los encontrados en el estudio previo por lo que siempre es necesario ajustar el sistema.
- La primera etapa en el circuito de acondicionamiento de señales cerebrales es el sistema de tratamiento analógico, este circuito brinda en primer lugar, protecciones al paciente, su segunda función es amplificar las señales cerebrales y filtrarlas para librarlas del ruido e interferencias, posterior a este proceso las señales pueden ser enviadas al computador.
- El circuito de amplificación puede brindar ganancias superiores a 50000, en teoría, mientras mayor sea la ganancia es mejor; sin embargo, en la practica la ganancia se ve limitada por los elementos físicos que conforman el circuito (resistencias, capacitores, amplificadores, fuente), es así que a mayor ganancia el sistema se vuelve más sensible a interferencias producidas por la tolerancia de los elementos o por el offset de los circuitos integrados lo cual conlleva a que el sistema se sature constantemente. Una buena opción para evitar este efecto es la implementación de ganancias digitales bajas posteriores a ganancias implementadas analógicamente.
- El diseño para la fuente de alimentación del circuito no es un tema tratado en proyectos ICC por su relativa simplicidad, sin embargo, debe aclararse que la fuente puede causar interferencias si se trata de un circuito conversor AC/DC y está ubicado cerca del sistema de amplificación o si es una fuente desbalanceada. Para evitar este inconveniente muchos sistemas utilizan bancos de baterías o una fuente rectificadas fuera del sistema principal. En caso de usar baterías se recomienda además la utilización de elementos de bajo consumo de potencia.
- La ganancia del circuito amplificador siempre se realiza por etapas, lo más común es implementar tres etapas con ganancias ascendentes desde la primera (cercana al paciente) hasta la final, es importante acoplar estas etapas mediante circuitos eliminadores de componentes DC, lo común es

acoplar las etapas mediante filtros pasa altas con frecuencias de corte muy bajas menores a 1Hz. En caso de no realizar estos acoples, el valor de offset propio de los circuitos integrados causa saturación del sistema.

- La conversión análogo/digital de las señales cerebrales puede realizarse mediante tarjetas dedicadas o circuitos microprocesados, en cualquiera de las dos circunstancias lo importante es establecer un número adecuado de bits para la conversión, para sistemas ICC se recomienda como mínimo 12 bits de conversión.
- El uso de un microprocesador para la conversión análogo/digital da al desarrollador más versatilidad en la manipulación de datos porque se tiene acceso a todas las propiedades de la conversión mientras que al utilizar una tarjeta de adquisición- según sus características- pueden limitarse las opciones.
- Para potencializar los alcances de los sistemas ICC en muchas ocasiones se incorporan otro tipo de controles relacionados a otros biopotenciales como por ejemplo los producidos por el movimiento ocular o muscular, dichos potenciales en comparación a los producidos por el cerebro, suelen ser más fuertes y por mucho, más constantes, este proyecto utiliza los potenciales desarrollados por el movimiento ocular y con esto se logra dar más movilidad al brazo robótico.
- La complejidad en el desarrollo de los sistemas ICC es sin duda la extracción de características relacionadas a los pensamientos, si esta etapa obtiene buenos resultados, los alcances de la aplicación final son ilimitados desde el encendido de una luz, movimiento del cursor del mouse del computador, movimiento de brazos robóticos hasta mensajes telepáticos. Sin embargo, incluso en la actualidad este proceso tiene muchas restricciones por lo que sigue siendo un área de estudio profunda y los resultados siguen siendo limitados.

6.1 RECOMENDACIONES

- Se recomienda el estudio de biopotenciales, en primera instancia, en tiempo diferido, es aconsejable hacer la adquisición mediante equipo médico certificado lo cual validaría en alto porcentaje la existencia de patrones característicos y daría una perspectiva real del alcance que se puede obtener al implementar un sistema propio.
- El circuito de filtrado de los sistemas ICC corresponde a un filtro pasa bandas dentro del rango comprendido entre 0-100Hz, valor que puede ser modificado- como en este proyecto – según el fin de la aplicación, dicho filtro puede ser implementado también por etapas, en ocasiones es recomendable además incluir una etapa de filtrado restringe-banda para eliminar la componente de ruido causada por la red eléctrica (60Hz). Las características más importantes en el diseño de los filtros son la linealidad de la salida del filtro y el orden del mismo. Se aconseja el filtro de Butterworth por tener una salida lineal.
- Debido a la gran incidencia que causa la variabilidad interpersonal e intrapersonal, es aconsejable incluir una etapa de entrenamiento de la persona y del sistema, previo al funcionamiento en tiempo real, con esto se aseguran grandes porcentajes de acierto sobre el control final.

REFERENCIAS

- [1] S. Pérez, Tu neurociencia. [Online]. Available:
<http://tuneurociencia.blogspot.com/2010/12/conceptos-basicos-las-neuronas.html>
- [2] P. Lamberti y V. Rodriguez, “Electroneurobiología”, Desarrollo del modelo matemático de Hodgkin y Huxley en neurociencias, pp.31-60.2007
- [3] A. Santos, El sistema nervioso y el Cerebro. [Online]. Available:
<http://neutron.ing.ucv.ve/fernandezl/Multimedia/cerebroSistemaNervioso.pdf>
- [4] Anónimo, “Interfaces para control cerebral”, Algo sobre actividad eléctrica cerebral. [Online]. Available: <http://eegspain.com/antigua/aec.htm>
- [5] L.T. Bonet, Bases anatómicas y fisiológicas del sueño.[Online]. Available:<http://mural.uv.es/teboluz/index2.html>
- [6] A. Paulo y A. Vélez, Clasificación básica de neuro señales, Universidad Tecnológica de Pereira, 2010
- [7] *Products*, EEG series, KT88 Digital Brain Electric Activity Mapping, CONTEC.
http://www.contecmed.com/index.php?option=com_virtuemart&Itemid=603
- [8] D. Santana, M. Ramírez y O. Solís, “Novedades en tecnología de la rehabilitación, Una revisión acerca de la interfaz cerebro-computadora”. Revista de Neurología, pp.39 5: 447-450. 2004.
- [9] R. Navarro, Electroencefalografía, Universidad de Alcalá. [Online]. Available:
<http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/bioingenieria2/archivos/apuntes/tema%205%20-%20electroencefalografia.pdf>
- [10] R. Hornero, “Informe de resultados. Brain computer Interface BCI aplicado al control de dispositivos domóticos para incrementar la accesibilidad de las personas dependientes en el hogar digital y su entorno habitual domo-BCI”, Universidad de Valladolid E.T.S, pp. 12-13. 2008
- [11] Anónimo, “Teoría de wavelets”, Capítulo 2. [Online]. Available:

http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lem/hernandez_d_m/capitulo2.pdf

- [12] R. Álvarez, “Curso básico de procesamiento digital de señales”, El problema de la clasificación, Escuela Politécnica Nacional, no publicado.
- [13] P. Micó, “Nuevos desarrollos y aplicaciones basados en métodos estocásticos para el agrupamiento no supervisado de latidos en señales electrocardiográficas”, Universidad Politécnica de Valencia. 2005.
- [14] A. Labarga, “Clasificación de señales encefalografías con redes neuronales”, Universidad Pública de Navarra España. 2001.
- [15] G. Morales e I. Prieto, “Estudio sobre técnicas de análisis de encefalogramas basados en redes neuronales”. [Online]. Available: <http://www.it.uc3m.es/jvillena/irc/practicas/07-08/Encefalograma.pdf>
- [16] R. Álvarez, “Curso de estadística aplicada a telecomunicaciones”. Escuela Politécnica Nacional, no publicado.
- [17] P. García, E. Spinelli, G. Toccaceli, M. Haberman, “Interfaz Cerebro Computador basada en potenciales evocados visuales de estado estacionario: ensayos preliminares”, Congreso Argentino de Bioingeniería SABI 2011 - VII Jornadas de Ingeniería Clínica Mar del Plata. 2011.
- [18] J.L. Martínez, “Comunicación con computador mediante señales cerebrales”, Aplicación a tecnología de la rehabilitación, Universidad Politécnica de Madrid. 2009.
- [19]. CHANGOLUISA ROMERO, Diego. Diseño e implementación de un sistema de adquisición de ondas cerebrales (EEG) de seis canales y análisis de tiempo, frecuencia y coherencia. Proyecto de titulación. Escuela Politécnica Nacional 2011.
- [20] M. Aguilar, “Diseño de una Base Normativa de EEG Basal en Adultos”, Proyecto Final de Carrera Ingeniería de Telecomunicaciones Departamento de Informática

- e Ingeniería de Sistemas Centro Politécnico Superior Universidad de Zaragoza, 2010-2011.
- [21] R. Coughlin, "Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales", 5ta ed, Editorial Prentice Hall, Capítulo 8.
- [22] P. Halvorsen, "DAQ in MATLAB", Telemark University College. 2012.
- [23] Pywavwlets, "Wavelet Browser". [Online]. Available:
wavelets.pybytes.com
- [24] J. D. Matich, "Redes Neuronales: Conceptos básicos y aplicaciones", Universidad Tecnológica Nacional, Rosario 2001.
- [25] D. O. Barragan, "Manual de Interfaz Gráfica de Usuario en Matlab". [Online]. Available: [www. Matpic.com](http://www.Matpic.com).
- [26] R. Barea Navarro, "Electroencefalografía", Ingeniería en Electrónica., Universidad de Alcalá. [Online]. Available:
<http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/bioingenieria2/archivos/apuntes/tema%205%20-%20electroencefalografia.pdf>
- [27] M. H. Martínez, "Sincronización de Hemisferios Cerebrales", Barcelona- España.
- [28] E. Proal y M. Álvarez Segura, "Actividad Funcional Cerebral en Estado de Reposo", Conferencia Inaugural memorial 2011.
- [29] B. Mazoyer, "El Reposo Activo del Cerebro", Rev., Investigación y Ciencia, España 2002.
- [30] A. Bateman, "Comunicaciones Digitales", Rev., Marcombo, pp. 85, 2003.
- [31] G. Kleisinger, E. Del Valle, J. Monzón, "Detección de Parámetros Electrocardiográficos con modelos SOM y LVQ de redes neuronales", Departamento de Ingeniería Eléctrica, Facultad de Ciencias Exactas y Naturales. UNNE Argentina.

ANEXOS:

Anexo A. "DIGITAL BRAIN ELECTRIC ACTIVITY MAPPING" MODELO KT88,
ADQUISICION Y TRANSFORMACION DE DATOS

Anexo B. PROGRAMAS, INSTALADORES, CIRCUITOS, SIMULACIONES, HOJAS
DE DATOS Y MANUAL DE USUARIO (DISPONIBLES DIGITALMENTE)

ANEXO A

"DIGITAL BRAIN ELECTRIC ACTIVITY MAPPING"

MODELO KT88

ADQUISICIÓN Y TRANSFORMACIÓN DE DATOS

INSTALACIÓN DEL SOFTWARE

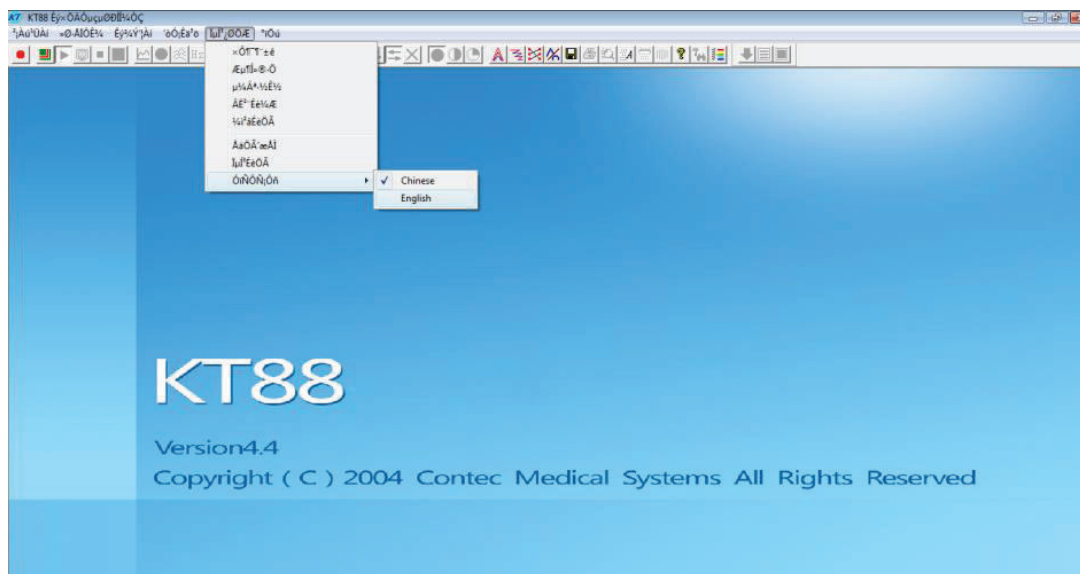


Figura1: Ambiente KT88.


El programa fue instalado en un computador portátil de 32 bits con Windows vista como sistema operativo, la instalación no trajo ningún inconveniente, sin embargo al correr el programa este se presenta en “chino” como idioma base, para cambiar esta configuración se selecciona la penúltima pestaña de la barra de menú como indica la figura, dentro de esta, se selecciona la última opción la cual despliega a su vez dos opciones las cuales son las opciones de lenguaje, seleccionamos el idioma ingles y se cambia el lenguaje de presentación.

Toma de señales

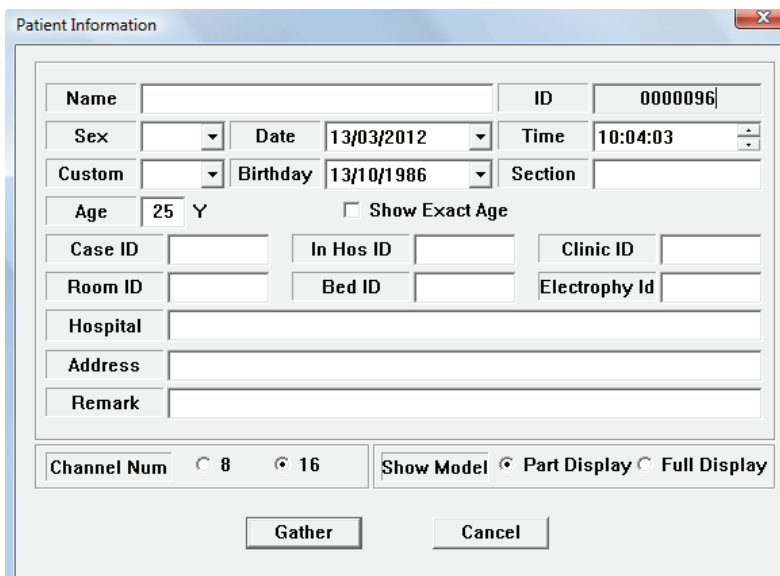
Para el trabajo posterior se decidió trabajar con el equipo comercial por diferentes razones la principal es que este equipo permite obtener señales con un mayor número de canales, permitiendo trabajar con 8 o 16, esto es importante para la investigación ya que uno de los objetivos a futuro es utilizar la menor cantidad de electrodos posibles, sin perder la validez de la señal, es por eso que si se analiza en un principio una gran cantidad de electrodos se puede analizar en qué zona cerebral se presenta mayor actividad cuando se realiza o se desea realizar una actividad motora corporal.

El equipo almacena los datos de cada canal en un archivo de extensión .edf el cual es un formato europeo de datos que no puede ser abierto directamente por los programas convencionales ya que estos son desarrollados en formatos americanos, por tal razón, hay la necesidad de encontrar un software que permita la transformación de estos archivos, para esto se procedió a buscar programas que permitan realizar este trabajo, resultado de esta búsqueda se obtuvo el programa “Sigview” un poderoso programa que permite analizar las señales del EEG y lo utilizamos solo para la transformación de los archivos, a continuación se describe el proceso para realizar la toma de datos y la conversión de los mismos.

1.- Conectamos el equipo (KT88) mediante el puerto serial

2.- Corremos el programa, en la barra de herramientas seleccionamos la opción “new patient”, representado por el siguiente icono. 

3.- A continuación se despliega un cuadro en el cual llenamos los datos como nombre del paciente, número de canales, fechas, entre otras, un dato importante el cual se debe recordar es el ID ya que este es el nombre del archivo en el cual se guardan los datos del EEG.



Name		ID	0000096
Sex		Date	13/03/2012
Time	10:04:03	Custom	
Birthday	13/10/1986	Section	
Age	25 Y	<input type="checkbox"/> Show Exact Age	
Case ID		In Hos ID	
Clinic ID		Room ID	
Bed ID		Electrophy Id	
Hospital			
Address			
Remark			
Channel Num	<input type="radio"/> 8	<input checked="" type="radio"/> 16	Show Model
			<input checked="" type="radio"/> Part Display
			<input type="radio"/> Full Display
Gather		Cancel	

Figura2: Datos de registro de la señal tomada.

4.- Se inicia con la toma de las señales, para comenzar a grabar y detener la grabación usamos las opciones *Gather* y *End* respectivamente.

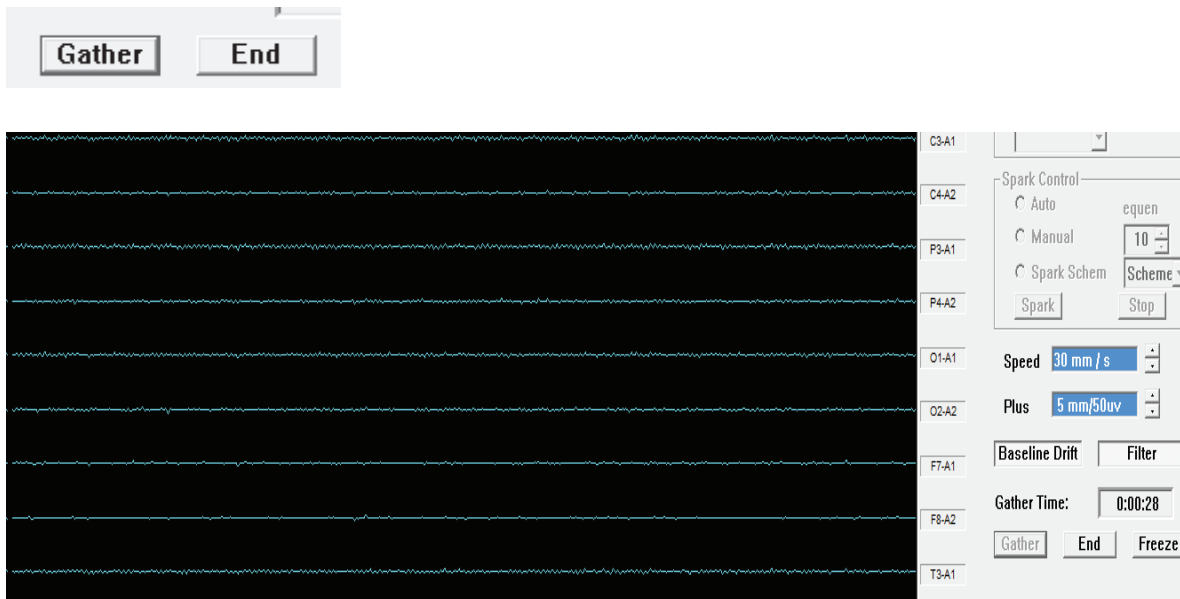


Figura3: Panel de visualización de las señales adquiridas

Luego de grabados los datos, se procede a convertir los datos a archivos .EDF para lo cual entramos al menú “Case Management” y seleccionamos la opción “Conversion of Data”, se despliega un cuadro en el cual debemos escoger el modelo del equipo (KT88) y el nombre del archivo el cual deseamos transformar, para este paso es necesario saber el ID de nuestra grabación y la dirección donde esta se graba, cabe mencionar que las grabaciones se guardan automáticamente en la carpeta KT88 la cual se crea al momento de instalar el programa.

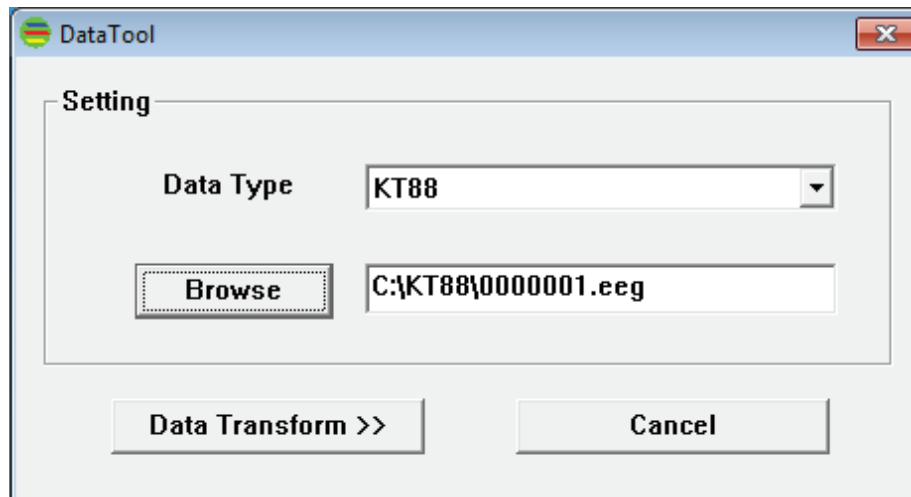


Figura4: Menú para la transformación de datos

5.- Luego de creado el archivo .EDF, el cual también se guarda en la carpeta KT88, procedemos a abrir el mismo con el programa “Sigview” que es una de las tantas aplicaciones que permite exportar los datos como archivos .txt.

Sigview es una aplicación de licencia gratuita durante 21 días, luego de este tiempo no permite volver a descargar el demo nuevamente sino hasta luego de formatear el disco, por tal razón es necesario tener una gran base de todos y transformarlos rápidamente.

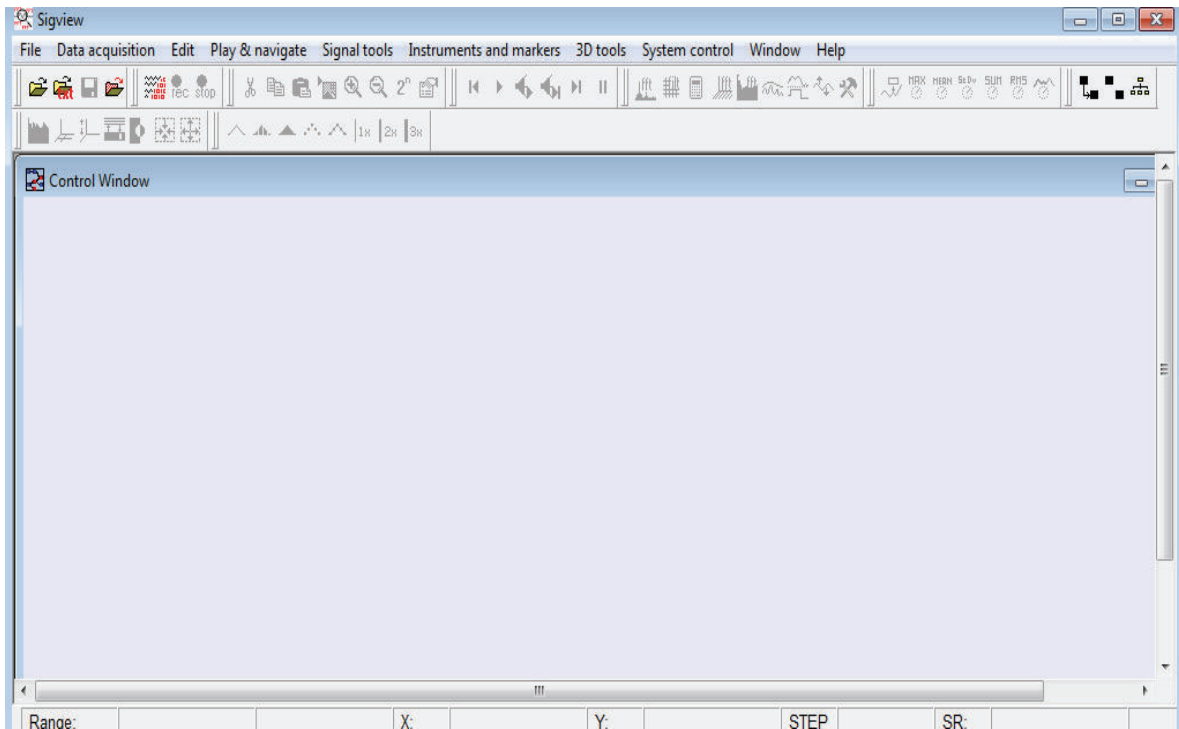


Figura5: Ambiente "Sigview".

En el menú *archivo* del programa escogemos *Open signal*, se despliega una pantalla de búsqueda de archivos, localizamos la carpeta KT88 donde guardamos nuestros archivos en .EDF, en este punto debemos escoger el tipo de archivo (.EDF) ya que de lo contrario no aparece ningún archivo para poder ser abierto.

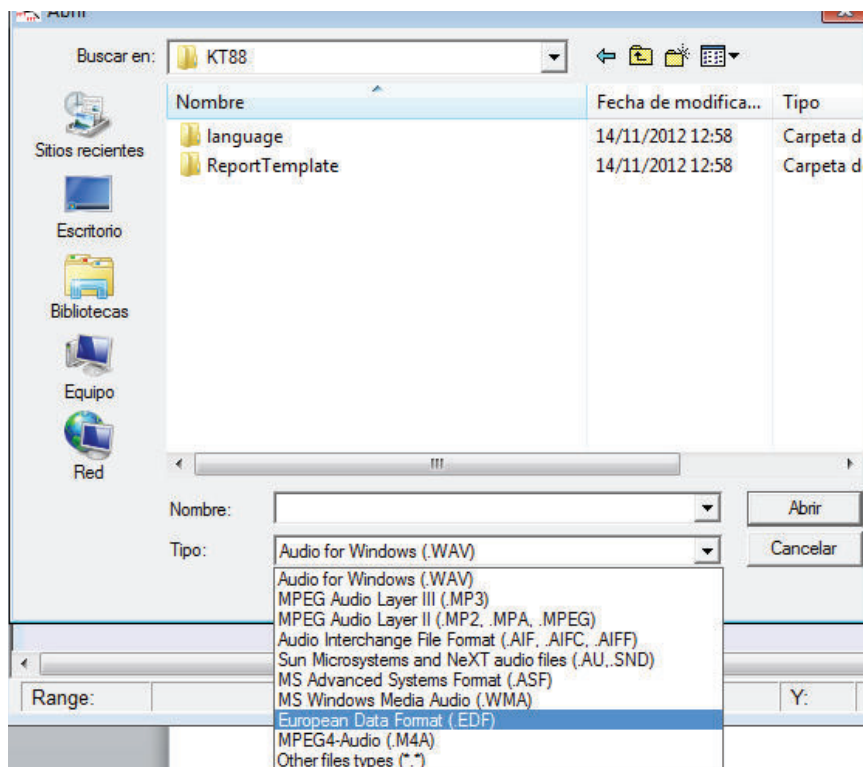


Figura6: Abrir archivos ".edf" mediante Sigview.

Una vez abierto el archivo se despliegan ventanas con los datos de cada canal del EEG

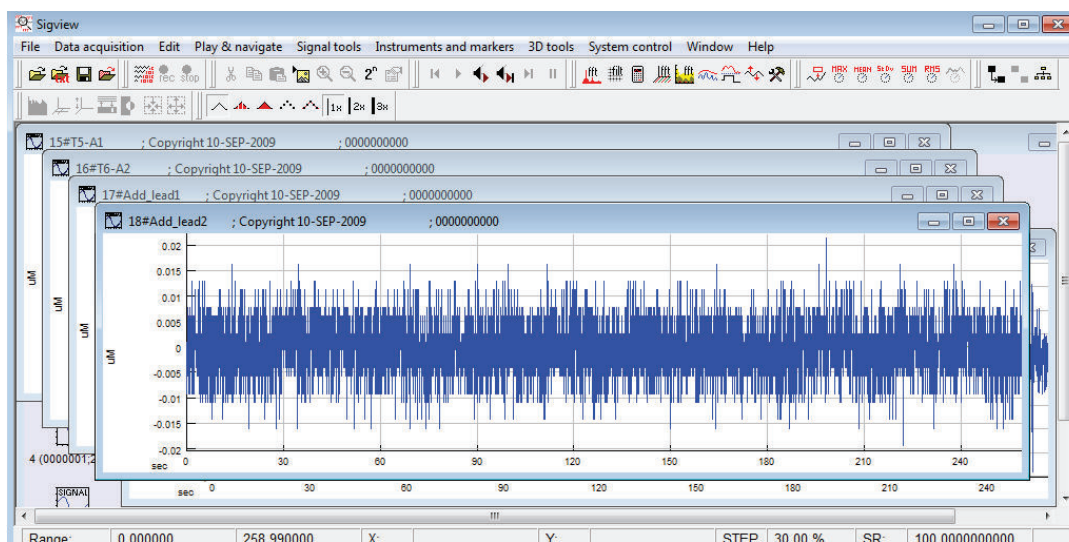


Figura7: Representación de datos de EEG mediante Sigview.

Para exportar los datos seleccionamos el menú *Archivo* luego *Archivos ASCII* y finalmente *Exportar valores (x/y)*

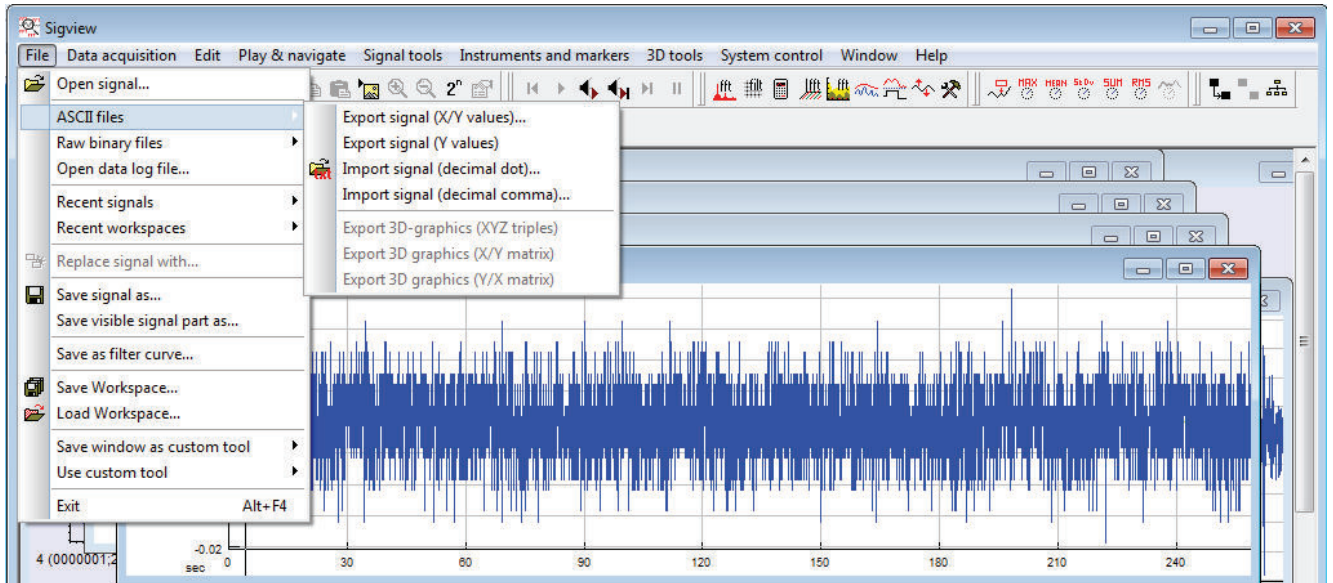


Figura8: Conversión de datos de EEG mediante Sigview.

Por último guardamos los datos en la ubicación que deseamos con el nombre y la extensión *.txt*

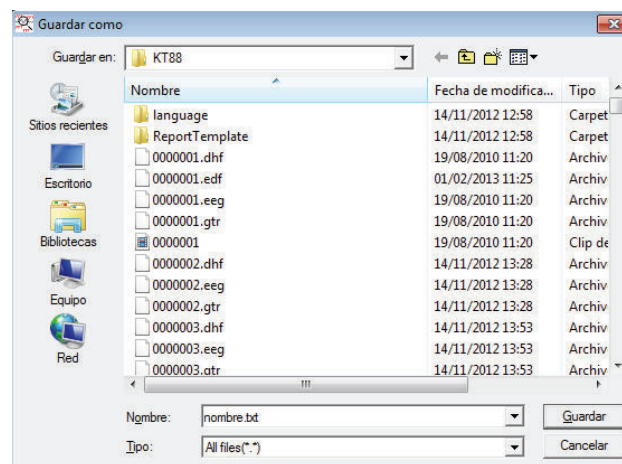


Figura9: Guardar archivos transformados mediante Sigview.

6.- Una vez transformado el archivo a formato *.txt* tenemos los datos de tiempo y voltaje y con estos iniciamos el desarrollo matemático en Matlab.

ANEXO B

**PROGRAMAS, INSTALADORES, CIRCUITOS,
SIMULACIONES, HOJAS DE DATOS Y MANUAL DE
USUARIO (DISPONIBLES DIGITALMENTE)**