



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN SISTEMAS ELECTRÓNICA E
INDUSTRIAL**

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y
COMUNICACIONES**

TEMA:

**PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE UN BRAZO CON 12 GDL CONTROLADA
MEDIANTE ONDAS CEREBRALES**

Trabajo de Graduación. Modalidad: TEMI. Trabajo Estructurado de Manera Independiente, presentado previo la obtención del título de Ingeniero en Electrónica y Comunicaciones

SUBLÍNEA DE INVESTIGACIÓN: Robótica

AUTOR: Edwin Rodrigo Vaca Herrera
TUTOR: Ing.Mg. Marco Antonio Jurado Lozada

Ambato - Ecuador
Enero 2017

APROBACIÓN DEL TUTOR

En mi calidad de Tutor del Trabajo de Investigación sobre el Tema:

“PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE UN BRAZO CON 12 GDL CONTROLADA MEDIANTE ONDAS CEREBRALES”, del señor, **EDWIN RODRIGO VACA HERREA**, estudiante de la Carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, de la Universidad Técnica de Ambato, considero que el informe investigativo reúne los requisitos suficientes para que continúe con los trámites y consiguiente aprobación de conformidad con el Art. 7.2 Lineamientos Generales para la aplicación de Instructivos de las Modalidades de Titulación de las Facultades Universidad técnica de Ambato

Ambato, Enero 2017

EL TUTOR

Ing.Mg. Marco Antonio Jurado Lozada

AUTORÍA

El presente trabajo de investigación titulado: “**PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE UN BRAZO CON 12 GDL CONTROLADA MEDIANTE ONDAS CEREBRALES**”, es absolutamente original, auténtico y personal, en tal virtud, el contenido, efectos legales y académicos que se desprenden del mismo son de exclusiva responsabilidad del autor.

Ambato, Enero 2017

Vaca Herrera Edwin Rodrigo

CC: 050337305-2

APROBACIÓN COMISIÓN CALIFICADORES

La Comisión Calificadora del presente trabajo conformada por los señores docentes Ing. Patricio Encala, e Ing. Patricio Cordova, revisó y aprobó el Informe Final del trabajo de graduación titulado “**PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE UN BRAZO CON 12 GDL CONTROLADA MEDIANTE ONDAS CEREBRALES**”, presentado por el señor Edwin Rodrigo Vaca Herrera de acuerdo al numeral 9.1 de los Lineamientos Generales para la aplicación de Instructivos de las Modalidades de Titulación de las Facultades de la Universidad Técnica de Ambato.

Ing.Mg.Elsa Pilar Urrutia Urrutia

PRESIDENTE DEL TRIBUNAL

Ing. Patricio Cordova

Ing. Patricio Encala

DOCENTE CALIFICADOR

DOCENTE CALIFICADOR

DEDICATORIA

Dedico este trabajo principalmente a Dios, por haberme dado la vida, a mi madre por demostrarme siempre se cariño y un apoyo incondicional, a mi padre que con sus consejos me a guiado para seguir siempre a delante, A mi hermano por creer siempre en mi capacidad

Edwin Vaca Herrera

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por protegerme dándome salud, fortaleza agradezco a toda mi familia por su apoyo incondicional por estar presente en los momentos más difíciles por sus consejos que me ayudaron a terminar la carrera.

Edwin Rodrigo Vaca Herrera

ÍNDICE

APROBACIÓN DEL TUTOR	ii
AUTORÍA	iii
APROBACIÓN COMISIÓN CALIFICADORA	iv
Dedicatoria	v
Agradecimiento	vi
Introducción	xvii
CAPÍTULO 1 El problema	1
1.1 Tema de Investigación	1
1.2 Planteamiento del problema	1
1.3 Delimitación	2
1.4 Justificación	3
1.5 Objetivos	3
1.5.1 General	3
1.5.2 Específicos	3
CAPÍTULO 2 Marco Teórico	4
2.1 Antecedentes Investigativos	4
2.2 Fundamentación teórica	5
2.2.1 El encéfalo	5
2.2.2 Electroencefalograma	7
2.2.3 Las señales EEG	7
2.2.4 Ondas cerebrales	8
2.2.5 Electroodos	9
2.2.6 Ubicación de los electrodos	9
2.2.7 Montaje de los Electroodos	12
2.2.8 Interfaz cerebro computadora (BCI)	14

2.2.9	Tipos de BCI	14
2.2.10	Etapas de un BCI	16
2.2.11	Estructura del miembro superior	30
2.2.12	Articulaciones de la extremidad superior	31
2.2.13	Movimientos y Rangos de movilidad	33
2.2.14	Prótesis Robóticas	42
2.2.15	Características	42
2.2.16	Actuadores	42
2.2.17	Sensores	44
2.2.18	Mecanismos	45
2.2.19	Cinemática	46
2.3	Propuesta de Solución	51
CAPÍTULO 3 Metodología		52
3.1	Modalidad de la investigación	52
3.2	Población y Muestra	52
3.3	Recolección de información	52
3.4	Procesamiento y análisis de datos	53
3.5	Desarrollo del proyecto	53
3.6	Recursos	54
3.6.1	Institucionales	54
3.6.2	Humanos	54
3.6.3	Materiales	54
CAPÍTULO 4 Desarrollo de la propuesta		55
4.1	Análisis de factibilidad	55
4.1.1	Factibilidad técnica	55
4.1.2	Factibilidad bibliográfica	55
4.1.3	Factibilidad económica	55
4.1.4	Análisis de requerimientos del sistema	56
4.2	Ubicación de electrodos EEG sobre el usuario	59
4.3	Diseño del sistema interfaz BCI	59
4.3.1	Diseño de la Tarjeta de Adquisición	59
4.3.2	Construcción de la Tarjeta de adquisición	72
4.3.3	Programación del sistema BCI	72
4.3.3.1	Clasificación de características	83
4.3.3.2	Comando de Control	84
4.4	Diseño del proto tipo	85

4.4.1	Movimientos del prototipo	85
4.4.2	Grados de libertad del prototipo	87
4.4.3	Dimensiones antropomórficas	88
4.4.4	Materiales y Componentes	89
4.4.5	Cinemática del prototipo	90
4.4.6	Mecanismos del prototipo	101
4.4.7	Ubicación de Servomotores	102
4.4.8	Modelado 3D del Prototipo	103
4.4.9	Construcción del prototipo	104
4.4.10	Control del prototipo	106
4.4.11	Circuito de alimentación de servomotores	107
4.5	Pruebas de funcionamiento	108
4.5.1	Análisis de resultados	112
4.6	Costo del proyecto	116
CAPÍTULO 5 Conclusiones y Recomendaciones		117
5.1	Conclusiones	117
5.2	Recomendaciones	118
Bibliografía		119
ANEXOS		125

ÍNDICE DE TABLAS

2.1	Rango de frecuencias y amplitud de las ondas cerebrales	9
2.2	Comparación de tipos de BCI	16
4.1	Comparación de Electrodos EEG	56
4.2	Comparación de amplificadores de instrumentación	57
4.3	Comparación de plataformas Arduino	58
4.4	Selección del Voltaje de Referencia	71
4.5	Selección de canales analógicos	71
4.6	Selección de prescalar	72
4.7	Características de los movimientos	82
4.8	Vector de características	82
4.9	Respuesta del clasificador	84
4.10	Comandos de control	85
4.11	Movimientos y Rangos de movilidad del brazo humano	86
4.12	Movimientos y rangos de movilidad del gancho	87
4.13	Medidas Antropomórficas	89
4.14	Características del servomotor Turborix MG995	90
4.15	Características del servomotor Tower Pro SG90	90
4.16	Parámetros de Hartenberg de brazo de 6 GDL	91
4.17	Parametros de Hartenberg de una mano de 6 GDL	97
4.18	Comparación entre ángulos calculados los ángulos reales	114
4.19	Datos de características	114
4.20	Resultados ante la intención de movimiento sin entrenamiento	115
4.21	Resultados ante la intención de movimiento con entrenamiento	116
4.22	Costo de los materiales para el proyecto	116

ÍNDICE DE FIGURAS

2.1	Partes de cerebro	6
2.2	Lóbulos y cisuras del cerebro	6
2.3	Señales EEG	7
2.4	Resistividad aproximada y espesor de las capas del cerebro	7
2.5	Sistema 10-20 de posicionamiento de los electrodos	10
2.6	Ubicación de los electrodos Fp, O, Fz, Cz, Pz	10
2.7	Ubicación de los electrodos T3, T4, C3, C4, F3, F4, P3, P4	11
2.8	Ubicación de los electrodos F7, F8, T5, T6, A1, A2	12
2.9	Registro Unipolar	13
2.10	Registro Bipolar	13
2.11	Montaje de electrodos	14
2.12	Esquema de un sistema BCI	16
2.13	Configuración no inversora	18
2.14	Amplificador de instrumentación	19
2.15	Respuesta Ideal en frecuencia de filtros	22
2.16	Respuesta en frecuencia de un filtro a)Butterworth b)Chebyshev	23
2.17	Problema del cótel de fiesta Representacion del ICA	26
2.18	Estructura de un perceptrón multicapa (MLP)	28
2.19	Ejemplo de aplicación del algoritmo K-NN	29
2.20	Estructura del miembro superior	30
2.21	Articulaciones del hombro	32
2.22	Articulaciones del codo y la muñeca	32
2.23	Articulaciones de la mano	33
2.24	Flexión-extensión del hombro	34
2.25	Abducción-aducción del hombro	35
2.26	Rotación medial-Rotación lateral del hombro	36
2.27	Flexión-extensión del codo	37
2.28	Pronación-Supinación del antebrazo	37
2.29	Movimientos de la muñeca	38
2.30	Movimientos de las articulación (MCF)	39

2.31	Movimientos de las articulaciones (IFP) y (IFD)	40
2.32	Flexión-extensió del pulgar	41
2.33	Movimientos de las articulaciones (IF) y (MCM)	41
2.34	Mecanismo de barras articuladas	45
2.35	Tren de engranes	46
2.36	Transmisión por correas y cadenas	46
2.37	Robot de 3GDL	50
2.38	Eslabon 2 y 3 del Robot de 3GDL	51
4.1	Circuito de Electrodo Activo	57
4.2	Electrodo pasivo	57
4.3	Ubicación de los canales de adquisición	59
4.4	Bloques de la tarjeta de adquisición	60
4.5	Circuito de protección	61
4.6	Distribución de pines del CI AD620	62
4.7	Circuito pre-amplificador	63
4.8	Distribución de pines del CI TL074	63
4.9	Circuito amplificador no inversor	64
4.10	Circuito de Filtro pasa alto pasivo	66
4.11	Circuito de Filtro rechaza banda Sallen-Key	67
4.12	Circuito de Filtro pasa bajo	68
4.13	Circuito de Acondicionamiento de señales	68
4.14	Circuito de Referencia	69
4.15	Conexión de baterías	70
4.16	Arduino Nano	70
4.17	Registro ADMUX	71
4.18	Diagrama de flujo del sistema BCI	73
4.19	Señales EEG	74
4.20	Señales EEG sin componente DC	75
4.21	FFT de las señales EEG	76
4.22	Ondas Mu y Ondas Beta	76
4.23	Comparación ente estado de relajación e Imaginación	77
4.24	Identificación de características con FFT	78
4.25	Descomposición de Wavelet de EEG	79
4.26	Identificación de características con transformada Wavelet	79
4.27	Movimientos del prototipo	80
4.28	Movimientos del prototipo	81
4.29	Red neuronal Artificial	83

4.30	Movimientos del brazo del Prototipo	85
4.31	Movimientos de la Mano del Prototipo	86
4.32	Grados de libertad del prototipo	87
4.33	Dimensiones antropomórficas	88
4.34	Representación de Devanit-Hartenberg de un brazo de 6 GDL	91
4.35	Cinemática directa del brazo del prototipo	93
4.36	Representación de Denavit-Hartenberg de un mano de 6 GDL	96
4.37	Dedo del prototipo	98
4.38	Reducción del modelo a 2 GDL	99
4.39	Simulación de cinemática directa	100
4.40	Mecanismo de articulación de los dedos	101
4.41	Ángulos del mecanismo de la mano	102
4.42	Ubicación de servomotores del prototipo	103
4.43	Modelado 3D de Falanges	103
4.44	Modelado 3D Soportes del prototipo	104
4.45	Estructura interna del prototipo	104
4.46	Fijación de servomotores	105
4.47	Recubrimiento del prototipo	105
4.48	Control del prototipo	106
4.49	Control de lazo cerrado de un servomotor	107
4.50	Esquema de conexión de servomotores	107
4.51	Circuito de alimentación de Actuadores	108
4.52	Salida del circuito de protección	108
4.53	Salida del circuito pre-amplificador	109
4.54	Salida del circuito acondicionador de señales	109
4.55	Salida del pre-amplificador de una señal EEG	110
4.56	Señal EEG a la salida del acondicionador	110
4.57	Pruebas de adquisición y visualización de señales EEG	111
4.58	Pruebas de Extracción de características	111
4.59	Funcionamiento del prototipo	112
4.60	Comparación de resultados	112
4.61	Respuesta de los actuadores de la mano	113
4.62	Comparación de Cinemática Directa e Indirecta	113
4.63	Comparación de la respuesta de actuadores	115

Resumen

En el presente proyecto de investigación se desarrolla y construye un prototipo de prótesis de un brazo con 12 Grados de libertad (GDL) controlada mediante las ondas cerebrales, este prototipo fue desarrollado partiendo del problema existente que enfrentan las personas discapacitadas físicamente debido a la pérdida de una extremidad por un accidente o trauma lo cual dificulta su estilo de vida.

El proyecto cuenta con un sistema Brain-computer Interface (BCI) endógeno basado en el análisis de los Ritmos Sensoriomotores debido a variaciones de las ondas μ (8-10 HZ) y β (14-26 HZ) al ejecutar un movimiento o imaginarlo para lo cual se diseñó una tarjeta de adquisición la cual permitió la captura y visualización de las señales para pasar por un pre-procesado mediante la implementación de filtros digitales con el objetivo de atenuar los ruidos y señales innecesarias presentes en las ondas cerebrales, una vez filtradas las señales se analizaron para identificar las características correspondientes a un patrón que revela un movimiento en concreto.

Una vez extraídas las características estas se almacenan en un vector llamado vector de características para así clasificarlas entre una serie de patrones y así el clasificador tome la decisión de que movimiento debe realizar el prototipo, posteriormente se envía los datos necesarios para que el prototipo realice el movimiento.

Se diseñó un prototipo que cuenta con 12 GDL lo que permite imitar los movimientos del brazo de una persona, para lo cual se consideraron los movimientos y rangos de movilidad de las articulaciones más importantes permitiendo emular los movimientos del brazo de una persona además se consideraron una serie de medidas antropomórficas (ciencia que determina las medidas del cuerpo humano), dando al prototipo una aproximación de un brazo de una persona.

Palabras clave: Endógeno, BCI, Extracción de características, Sensoriomotores, Transformada Wavelet, Red neuronal artificial, Ondas Mu, Ondas Beta

Abstract

In this research project, a prototype is developed and constructed One-arm prosthesis with 12 degrees of freedom (GDL) controlled by the Brain waves, this prototype was developed from the existing problem faced by physically disabled people due to a loss of limb from an accident or trauma which makes their lifestyle difficult.

The project has an endogenous Brain-computer Interface (BCI) based system In the analysis of the Sensorimotor Rhythms due to variations of the μ (8- 10 HZ) and β (13-8 HZ) when executing a movement or imaging for which an acquisition card was designed which allowed the capture and visualization of the signals to pass through a pre-processed by the implementation of digital filters with the Objective of attenuating the noise and unnecessary signals present in the brain waves, once filtered the signals were analyzed to identify the characteristics corresponding to a pattern that reveals a concrete movement.

Once extracted the characteristics these are stored in a vector called vector Of characteristics so as to classify them among a series of patterns and thus the classifier Make the decision of which movement to make the prototype, later A control signal is sent for the prototype to perform the movement.

It was designed a prototype that counts with 12 GDL which allows to imitate the movements The arm of a person, for which the movements and Ranges of mobility of the most important joints allowing to emulate the Movements of a person's arm were also considered a series of measures Anthropomorphic (science that determines the measurements of the human body), giving the Prototype an approximation of an arm of a person.

Keywords: Endogenous, BCI, Extraction of cracteristicas, sensorimotor, Wavelet, Neural Network artificail Waves Alpha, Beta Waves.

Glosario de términos y acrónimos

- **Electroencefalograma.**-Registro de las variaciones de potencial eléctrico producidas por el cerebro.
- **Brain-Computer Interface (BCI).**-Es un sistema que permite la comunicación entre hombre-máquina basada en la actividad neuronal generada por el cerebro.
- **Endógeno.**-Depende únicamente de la capacidad del usuario para controlar determinadas características de su actividad cerebral.
- **Red neuronal artificial (RNA).**- Emula la capacidad de aprendizaje del sistema nervioso.
- **Análisis de componentes independientes (ICA).**- Método estadístico de extracción de características que permite encontrar una representación lineal de los datos de forma que sean estadísticamente independientes.
- **Electrodos EEG.**- Sensores que permiten capturar de señales electroencefalográficas (EEG).
- **Transformada Wavelet.**-Algoritmo de análisis en tiempo-frecuencia permite descomponer una señal en varias componentes de frecuencia.

INTRODUCCIÓN

En el presente proyecto de investigación se desarrolla un prototipo de prótesis de un brazo con 12 GDL controlada mediante ondas cerebrales. Se basa fundamentalmente en la adquisición de las señales EEG por medio de electrodos que captan la actividad cerebral, estas señales pasan por una etapa de pre-procesado para eliminar de ruido posteriormente se extraen características de un movimiento en específico, se clasifican entre distintas características pertenecientes a un movimiento y así tomar la decisión de que movimiento debe realizar el prototipo de prótesis.

La distribución de este trabajo se conforma por cinco capítulos los cuales se describen brevemente a continuación:

En el Capítulo I, se describen las razones por las cuales es necesario el desarrollo de esta investigación partiendo de un análisis macro hasta detallar específicamente la necesidad que debe cubrir sus límites y objetivos.

En el Capítulo II, se reúne la información teórica necesaria en tesis o artículos científicos similares para el desarrollo del prototipo propuesto. Abordando varios temas como: Ritmos cerebrales, Interfaz BCI, métodos de extracción de características, métodos de clasificación de características.

En el Capítulo III, se describe el tipo de investigación que se llevó a cabo y los procesos que se siguieron para desarrollar este trabajo.

En el Capítulo IV, se describe el proceso que se llevó a cabo para la selección de equipos, se desarrolló la etapa de adquisición de señales EEG, el pre-procesamiento, extracción de características correspondientes a un movimiento en específico, la clasificación entre diferentes patrones, diseño del prototipo, modelado 3D del prototipo.

En el Capítulo V, se describe las conclusiones y recomendaciones que se derivan del desarrollo de este trabajo de investigación.

CAPÍTULO 1

El problema

1.1. Tema de Investigación

Prototipo de prótesis de un brazo con 12 GDL controlada mediante ondas cerebrales

1.2. Planteamiento del problema

La necesidad del hombre por construir robots para realizar tareas que no pueda llevarlas a cabo con facilidad o que sean peligrosas han hecho que el campo de la robótica tenga un gran avance tecnológico en diferentes campos de aplicación, en la industria, la medicina, etc. En el campo de la medicina los primeros robots asistenciales se basaron en la utilización de robots industriales modificados para este tipo de aplicación, estos robots se han convirtiendo en máquinas más seguras, inteligentes y capaces debido a los avances tecnológicos todo esto hace que la tecnología implementada en los robots industriales sea transferible para el desarrollo de prótesis y órtesis[1]. Las prótesis son desarrolladas con el fin de mejorar o reemplazar una parte o un miembro completo del cuerpo de personas con discapacidad física.

La discapacidad física se puede definir como la disminución o ausencia de las funciones motoras (pérdida parcial del movimiento de una extremidad, ausencia de un brazo, una mano, pierna, etc.) La sociedad ve a las personas con discapacidad física que han perdido una extremidad por accidentes o traumas como individuos no productivos para la misma debido a las limitaciones físicas que causa la ausencia de una extremidad, estas limitaciones han hecho que se les impongan barreras que limitan a estas personas ha integrase de forma normal en la sociedad, la población de personas con discapacidad física es uno de los grupos sociales más excluidos a quienes se les condiciona y restringe la participación social, imponiéndoles barreras sociales, culturales y físicas para la realización de muchas actividades generales, dichas personas

han presentado problemas en su vida por el solo hecho de ser diferentes y muchas veces se les trata con inferioridad lo que lleva a verlos como personas incapaces de valerse por sí mismas[2].

Las personas que han perdido una extremidad superior de su cuerpo por un accidente o ya sea por una enfermedad tienen que enfrentarse a innumerables consecuencias crónicas en su estilo de vida que incluyen la pérdida de su capacidad funcional, incluso la capacidad de realizar tareas sencillas como escribir, utilizar una computadora, conducir un vehículo, labores domésticas, etc, se tornan complicadas debido a que cobran una distinta y difícil forma de llevarlas a cabo, se enfrentan a conflictos educativos, culturales, laborales que limitan su integración social[3].

El número de personas con discapacidad física en Ecuador es de 196,076 las cuales se enfrentan a problemas en el campo laboral debido a que son vistas como incapaces de realizar tareas que fácilmente pueden ser efectuadas por personas completamente saludables, además de tener problemas de acceso a lugares cerrados como edificios, instituciones ya que no cuenta con la infraestructura necesaria, dichas personas tiene que lidiar con problemas emocionales tristeza, decaimiento, depresión, ansiedad entre otros, ante la sensación de ser incapaces de afrontar las actividades y los retos diarios que presentan en su vida [4].

1.3. Delimitación

- *Área Académica:* Física y Electrónica
- *Línea de Investigación:* Sistemas Electrónicos
- *Sub línea de Investigación:* Robótica
- *Delimitación Espacial:* El proyecto de investigación se realizó como un prototipo, en la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial.
- *Delimitación Temporal:* El proyecto se desarrolló del 14 de febrero del 2015 al 30 de septiembre del 2016 después de su aprobación por parte del Honorable Consejo Directivo de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial.

1.4. Justificación

Las personas en su diario vivir realizan numerosas actividades para lo cual tienen que manipular diferentes objetos, equipos, herramientas para llevar a cabo tareas determinadas por lo que resulta importante la ejecución del proyecto debido a que en la actualidad existe una gran número de personas que han perdido una extremidad superior de su cuerpo, debido a su discapacidad física están obligadas a utilizar prótesis para compensar la pérdida de movilidad pero estas prótesis limitan el movimiento.

El prototipo de prótesis controlado mediante las ondas cerebrales pretende beneficiar directamente a las personas con discapacidad física que han perdido una extremidad superior de su cuerpo debido a traumas o accidentes así también a sus familias, y de forma indirecta a las entidades médicas, centros de investigación, en busca de mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad física.

Para lo cual se construyó un prototipo de prótesis que sea capaz de imitar en gran parte los movimientos del miembro superior ausente con un grado aceptable de movilidad de tal forma que puede tomar objetos frágiles con precisión sin romperlos o aplastarlos y a su vez pueda ser controlada con facilidad.

1.5. Objetivos

1.5.1. General

Implementar el prototipo de prótesis de un brazo con 12 GDL que pueda ser controlada mediante ondas cerebrales.

1.5.2. Específicos

1. Analizar el rango de movilidad y como se generan los movimientos en el brazo de una persona.
2. Realizar el diseño electrónico de las distintas etapas del circuito de adquisición de señales EEG y el circuito de control del prototipo de prótesis.
3. Diseñar el prototipo de prótesis de un brazo con 12 GDL controlado mediante ondas cerebrales.

CAPÍTULO 2

Marco Teórico

2.1. Antecedentes Investigativos

En los repositorios de la biblioteca de Ingeniería en Sistemas Electrónica e Industrial de la Universidad Técnica de Ambato, no se encontraron trabajos similares, después de revisar distintas fuentes bibliográficas como: Tesis, artículos científicos, revistas científicas se encontraron trabajos similares a este tema.

El Instituto de Investigación en Matemáticas Aplicadas en Sistemas (IIMAS) de la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM), desarrolló una prótesis que puede ser manipulada por las ondas cerebrales, Francisco Neri enfatizó en los esfuerzos que requiere el manipulante de la prótesis, ya que para controlar la prótesis es necesario concentrarse en una orden para lo cual el estudiante de ingeniería ha entrenado un par de meses para manipular la prótesis mediante ondas cerebrales. “Es tan fácil como desear ir hacia arriba o abajo, pero al mismo tiempo resulta muy complejo, porque emitir un pensamiento claro y distinguible requiere práctica. Usualmente tenemos, a un mismo tiempo, muchas ideas corriendo por nuestra cabeza. Tomar una sola y limpiarla de toda interferencia no es algo que se logre de la noche a la mañana”[5].

El grupo de científicos de la Universidad de Pittsburgh implantaron dos micro electrodos en el cerebro de una mujer con degeneración espino cerebral, los electrodos se ubicaron justo en la corteza motora, esta zona es la responsable del control voluntario de los movimientos. El equipo de investigadores desarrollo una prótesis de mano robótica controlada por los pensamientos de la mujer por medio de los electrodos, esta prótesis le permite un grado de control y una libertad de movimientos que nunca antes se había conseguido, tras 14 semanas de entrenamiento la paciente aprendió a usar correctamente la prótesis, aunque fue capaz de mover la prótesis sin ayuda desde el segundo día de entrenamiento.[6].

En la Universidad de Johns Hopkins se realizaron pruebas para controlar un brazo mediante la actividad eléctrica del cerebro con la ayuda de un voluntario. Rob Rasmussen conectado a 64 electrodos que monitorean sus ondas cerebrales detectan la actividad eléctrica causada por las neuronas disparadas dentro de las áreas motoras de su cerebro y envían impulsos a un instrumento cercano para ser digitalizados. La clave para controlar un brazo mecánico es la interfaz cerebro computadora que es la combinación de hardware y software, lo que todas las interfaces cerebro-computadora tienen en común, independientemente de su nivel de agresividad, son los algoritmos que se traducen entre el cerebro y el microchip, convirtiendo intenciones analógicas a lenguaje de máquina binario[7].

En la Universidad Politécnica Salesiana sede Quito Ecuador, Javier Molina y Juan Tipán diseñaron una interfaz cerebro-computadora o BCI, la cual mide la actividad eléctrica generada por las neuronas para obtener una señal y después procesarla, el diseño de dicha interfaz se realizó con hardware libre para la adquisición de datos y una comunicación con Matlab para el procesamiento de las señales EEG para la manipulación de un pinza robótica.[8].

En la Escuela Politécnica del Ejercito Lana Ulloa y Ernesto Pablo realizaron el control de un brazo robótico mediante ondas generadas por la actividad cerebral para lo cual se desarrolló una interfaz cerebro-computadora en Labview con el fin de procesar las señales generadas por la actividad cerebral, después de procesar dichas señales generar comandos de movimiento para el control del brazo robótico[9].

2.2. Fundamentación teórica

2.2.1. El encéfalo

El encéfalo es el órgano principal del sistema nervioso del ser humano está constituido por millones de neuronas el cual está contenido en el cráneo y ejerce el control de funciones como el movimiento, la respiración, la visión, y los procesos que regulan el cuerpo humano, se compone de tres partes: El tronco cerebral, el cerebelo y el cerebro como se puede ver en la figura 2.1 [10].

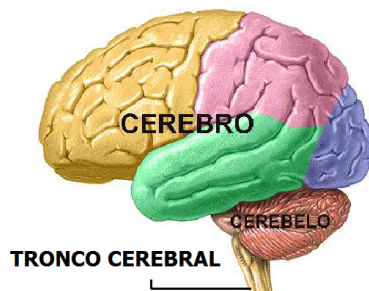


Figura 2.1: Partes de cerebro
*Fuente:*El cerebro[10]

El cerebro está dividido por una profunda hendidura denominada cisura longitudinal la que divide al cerebro en dos hemisferios: Hemisferio derecho y Hemisferio izquierdo como se puede ver en la figura 2.2a , la cisura de Silvio junto con la cisura de Rolando y la cisura parietooccipital a su vez dividen cada hemisferio en cuatro partes llamados lóbulos: lóbulo frontal, lóbulo parietal, lóbulo temporal y lóbulo occipital como se puede ver en la figura 2.2b.[11].

El lóbulo frontal está situado por delante del surco central llamado también cisura de Rolando se encarga de diversas funciones control de los movimientos del cuerpo, el habla. El lóbulo temporal está situado por debajo de la cisura lateral llamada también cisura de Silvio está implicado en el procesamiento de la memoria, funciones sensoriales como audición, visión y tacto. El lóbulo Parietal está situado por detrás del surco central, está implicado con los impulsos nerviosos relacionados con las sensaciones de dolor, temperatura. El lóbulo Occipital está situado por detrás del lóbulos parietal y el lóbulo temporal, en esta zona se procesa la información visual[11].

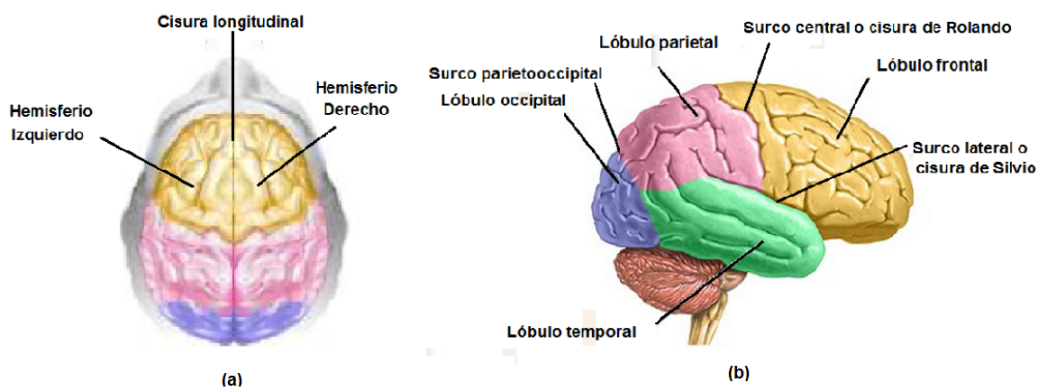


Figura 2.2: Lóbulos y cisuras del cerebro
*Fuente:*El cerebro[10]

2.2.2. Electroencefalograma

Un electroencefalograma (EEG) se define como el registro de las variaciones de potencial eléctrico producidas por el cerebro, estas variaciones se adquieren a partir de pequeños sensores llamados electrodos que se sitúan en determinadas áreas sobre la superficie del cuero cabelludo del usuario[12].

2.2.3. Las señales EEG

Las señales EEG son el producto de la actividad cerebral que está presente incluso en ausencia de estímulos, estas señales EEG adquiridas son de amplitudes extremadamente pequeñas con un rango de tensión de $5\mu\text{V}$ a $200\mu\text{V}$, mientras que su frecuencia está en el rango de 0.5Hz a 80Hz como se muestra en la figura 2.3, estas son afectadas por señales que no son de interés como el ruido eléctrico (Ruido de 60Hz), el ruido que genera el cuerpo, artefactos, ruido generado por los componentes electrónicos y el posicionamiento de los electrodos en el cuero cabelludo [13].

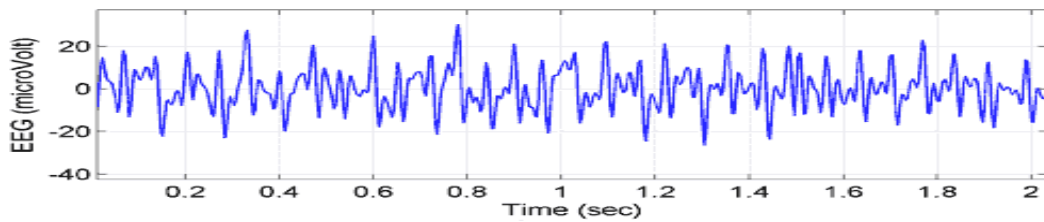


Figura 2.3: Señales EEG
Fuente: Brain Rhythms [14]

Los mayores inconvenientes para la adquisición de señales EEG es la presencia de la atenuación debido a la resistividad de las principales capas del cerebro: el cuero cabelludo, el cráneo, el cerebro como se puede ver la figura 2.4, estas capas están situadas entre los sensores y el cuero cabelludo[14].

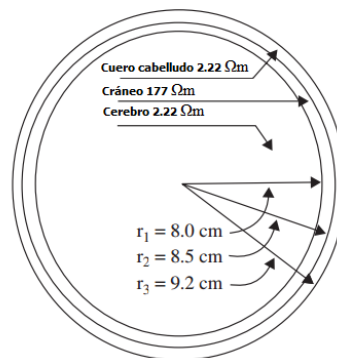


Figura 2.4: Resistividad aproximada y espesor de las capas del cerebro
Fuente: EEG Generation [14]

2.2.4. Ondas cerebrales

Cuando el cerebro efectúa una actividad de cualquier tipo debido a un estímulo externo o pensamiento en concreto, se producen impulsos eléctricos de muy baja magnitud estos impulsos no poseen una forma determinada, se encuentran en el orden de los μV , estas señales se llama ondas cerebrales que de acuerdo a sus distintas bandas de frecuencia pueden clasificarse en: Alfa (α), Mu(μ), Theta (θ), Beta (β), Delta (δ) y Gamma (γ)[14].

- Las ondas Alfa se encuentran en el rango de frecuencias de 8-13Hz con amplitudes que oscilan entre 20 μV -60 μV , se registran sobre la zona occipital y están asociadas a la inactividad cerebral, desconcentración y relajación [14].
- Las ondas Mu se generan mientras la persona se encuentra en un estado de vigilia con un rango de frecuencias de 8-10 Hz con amplitudes de 20 μV -60 μV , están vinculadas al sistema sensorial y motor no tiene relación con el sistema visual no se atenúan con la actividad mental.[14].
- Las ondas Theta se encuentran dentro del rango de 4-7,5 Hz con amplitudes que oscilan entre 20 μV y 100 μV , se registran en las zonas parietal y temporal están asociadas con el acceso a material inconsciente, inspiración creativa y la profunda meditación[14].
- Las ondas Beta se encuentran en el rango de frecuencias 14-26 Hz con amplitudes aproximadas entre 2 μV a 20 μV , se registran en las zonas parietal y frontal se asocian con el pensamiento activo, la atención activa, la resolución de problemas concretos[14].
- Las ondas Delta se encuentran en el rango de frecuencias 0,5-4 Hz, con amplitudes entre de 20 μV a 200 μV , estas se asocian principalmente con el sueño profundo[14].
- Las ondas Gamma se manifiestan en el rango de frecuencias de 30Hz- 80Hz, con amplitudes entre 5 μV y 10 μV se presenta como respuesta a estímulos sensoriales, como luces intermitentes o sonidos contundentes[14].

La tabla 2.1 muestra el rango de frecuencia y amplitud de los distintos ritmos cerebrales.

Tabla 2.1: Rango de frecuencias y amplitud de las ondas cerebrales

Ritmos Cerebrales	Frecuencias (HZ)	Amplitud (μ V)
Ondas Alfa	8-13	20-60
Ondas Mu	8-10	20-60
Ondas Theta	4-7,5	20-100
Ondas Beta	14-26	2-20
Ondas Delta	0,5-4	20-200
Ondas Gamma	30-80	5-10

Fuente: Investigador basado en Brain Rhythms[14]

2.2.5. Electrodo

Un electrodo es una placa conductora pequeña que recoge la actividad eléctrica cerebral generada por millones de neuronas actuando juntas en forma sincronizada mediante la transformación de la corriente iónica en la piel a corriente eléctrica en el electrodo, estas señales están en el rango de los microvoltios por esta razón son diseñados y construidos de tal manera que permitan registrar la actividad eléctrica cerebral en forma eficiente y con el mínimo de distorsión, deben ser capaces de generar suficiente potencial, estos se construyen a partir de materiales con alta conductividad como plata (Ag), oro (Au), o cloruro de plata (AgCl)[12].

2.2.6. Ubicación de los electrodos

El sistema de ubicación estándar de los electrodos más utilizados es el “Sistema internacional de posicionamiento de Electrodo 10-20”, este método fue desarrollado para obtener una repetitividad de las mediciones el sistema se basa en la relación entre la posición de un electrodo y el área subyacente de corteza cerebral se denomina 10-20 debido a que los electrodos se ubican en espacios de 10 % o 20 % de la distancia total entre los puntos de referencia.[10].

Las letras: F, T, C, P y O se refieren a las zonas frontal, temporal, cortical, parietal, y occipital, los números impares corresponden a la posición de los electrodos en el hemisferio izquierdo, mientras que los números pares se refieren a la posición de los electrodos en el hemisferio derecho y la letra z indica las posiciones que se encuentran sobre la cisura longitudinal[10], como se muestra en la figura 2.5. En la ubicación de los electrodos en la nasion y el inion son usados como puntos de referencia para el posicionamiento de los electrodos EEG.

- El nasion: que es el punto entre la frente y la nariz.
- El inion: que es el punto más bajo del cráneo.

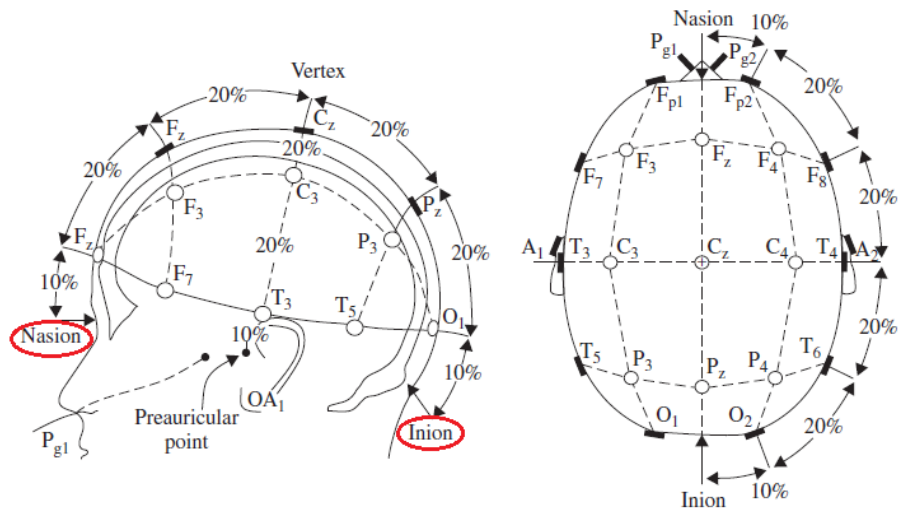


Figura 2.5: Sistema 10-20 de posicionamiento de los electrodos
*Fuente:*Conventional Electrode Positioning[14]

Para una correcta ubicación de los electrodos se deben seguir los siguientes pasos [14]:

1. Se mide la distancia entre la nasion y la inion pasando por el vertex, el punto Fp (Frontal polar) se ubica al 10% de la distancia medida desde el nasion, mientras que el punto O (Occipital) se ubica al 10% de la distancia medida desde el inion como se muestra en la figura 2.6a.
2. Entre los punto Fp y O se ubican tres puntos separados en intervalos iguales de 20% de la distancia entre nasion-inion, estos puntos son Fz (Frontal), Cz (Central o Vertex), y el Pz (Parietal) como se muestra en la figura 2.6b.

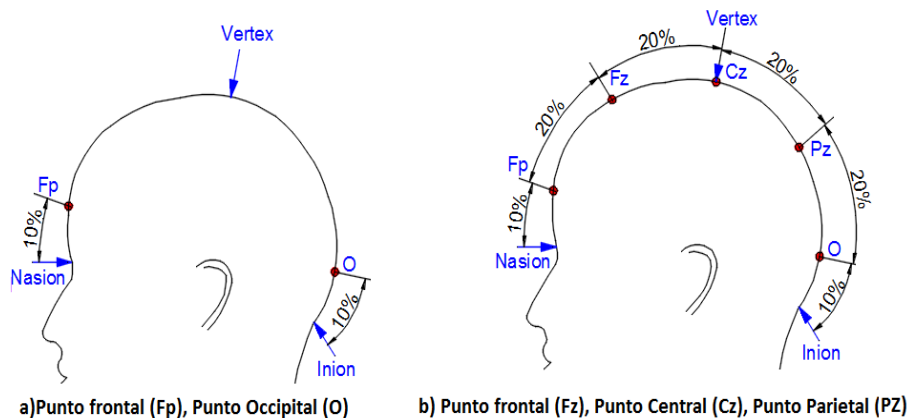


Figura 2.6: Ubicación de los electrodos Fp, O, Fz, Cz, Pz
Fuente: Investigador basado en Conventional Electrode Positioning[14]

- Se mide la distancia entre los puntos pre auriculares situados delante del pabellón de la oreja pasando por el vertex (Cz), a un 10 % de esta distancia se ubican los puntos temporal medial izquierdo (T3), y temporal medial derecho (T4), los puntos C3 (izquierda) y C4 (derecha) se ubican a un 20 % de la medida por encima de los puntos temporales medios como se muestra en la figura 2.7a.
- Los electrodos F3 a la izquierda y F4 a la derecha están ubicados de forma equidistante entre el punto Fz y la línea de electrodos temporales, los electrodos P3 a la izquierda y P4 a la derecha se ubica de forma equidistante entre el punto Pz (Pariental) y la línea de electrodos temporales como se muestra en la figura 2.7b.

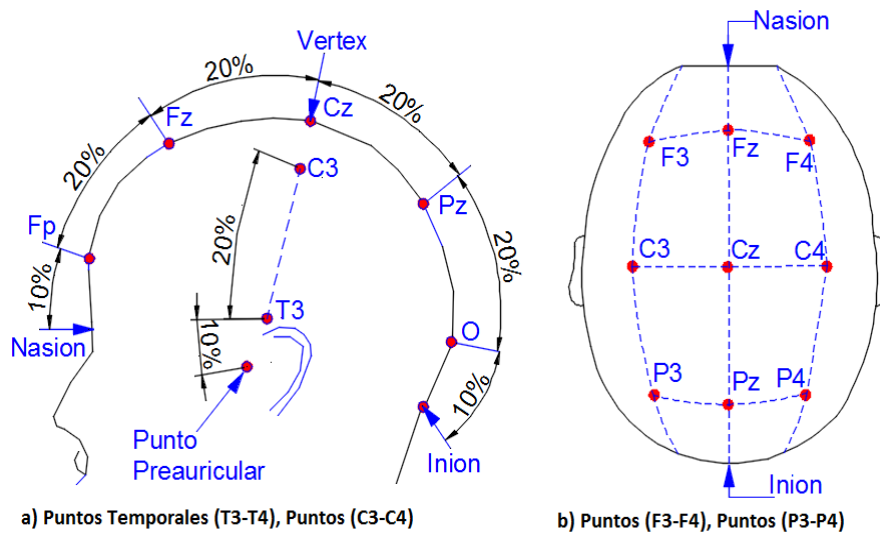


Figura 2.7: Ubicación de los electrodos T3, T4, C3, C4, F3, F4, P3, P4
Fuente: Investigador basado en Conventional Electrode Positioning[14]

- Se mide la distancia entre el punto Fp y el punto O pasando por T3, se ubican los puntos Fp1 a la izquierda y Fp2 a la derecha a una distancia del 10 % medida desde el punto Fp, los puntos O1 a la izquierda y O2 a la derecha se ubican a una distancia del 10 % medida desde el punto O como se muestra en la figura 2.8a.
- El electrodo F7 se ubican en el punto medio entre Fp1 y T3, el electrodo F8 se ubica en el punto medio entre Fp2 y T4, mientras el electrodo T5 se ubican en el punto medio entre T3 y O1, y el electrodo T6 se ubica en el punto medio entre T4 y O2 como se muestra en la figura 2.8a.

7. A una distancia del 10% de los puntos temporales T3 y T4 se ubican los electrodos auriculares A1 a la izquierda y A2 a la derecha como se muestra en la figura 2.8b.

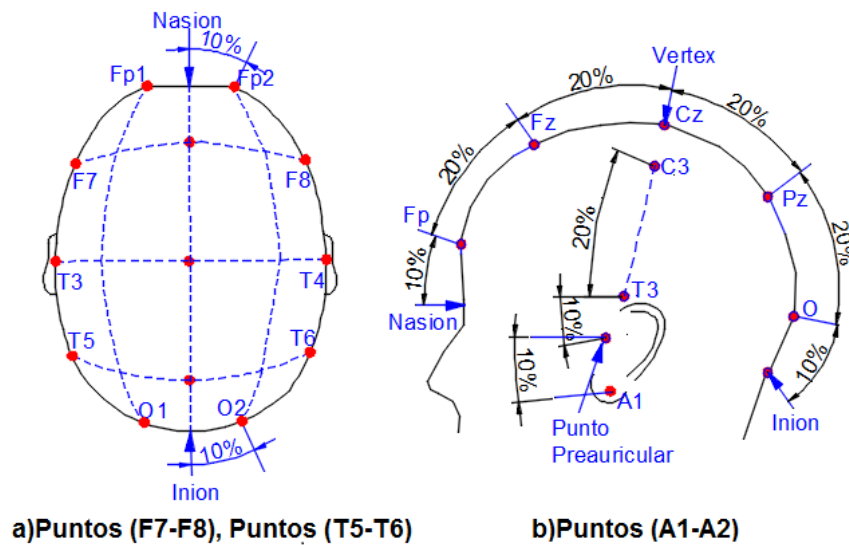


Figura 2.8: Ubicación de los electrodos F7, F8, T5, T6, A1, A2
Fuente: Investigador basado en Conventional Electrode Positioning[14]

2.2.7. Montaje de los Electrodo

Es la organización topológica de los electrodos que permite registrar la actividad eléctrica del cerebro para poder identificar y localizar con facilidad el origen y la naturaleza de la actividad eléctrica en un momento en particular, los montajes pueden ser Unipolar o Bipolar.

Registro Unipolar

En el registro unipolar se considera la señal de cada uno de los electrodos de forma independiente de las demás señales, para este tipo de registro se tiene un electrodo encargado de registrar la señal conocido como electrodo activo y otro electrodo conocido como electrodo de referencia como se muestra en la figura 2.9 el electrodo de referencia debe tener un voltaje de 0V y está ubicado en el lóbulo de la oreja o en el mentón.[15].

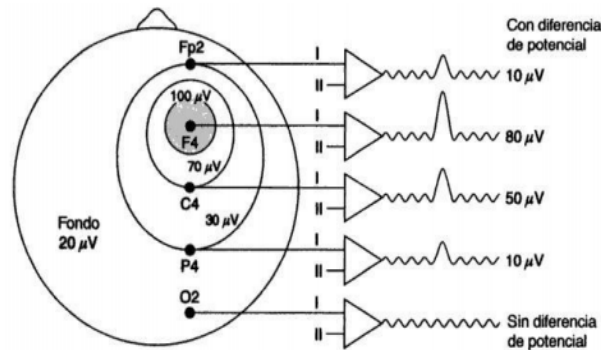


Figura 2.9: Registro Unipolar
Fuente:Montaje de electrodos [15]

Registro Bipolar

El registro bipolar toma las señales procedentes de una pareja de electrodos activos, comparando y eliminando cualquier señal que influya en ambos electrodos de manera idéntica registrando únicamente la diferencia de tensiones entre la pareja de electrodos dando lugar a una pérdida de información, pero es muy útil para localizar lugares en los que se origina una señal específica.[15]. El registro bipolar se muestra en la figura 2.10.

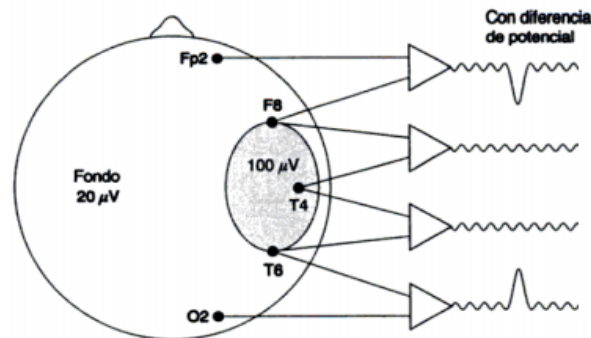


Figura 2.10: Registro Bipolar
Fuente:Montaje de electrodos [15]

El registro bipolar se divide en montajes longitudinales y transversales dependiendo del sentido en que se registre la información.

Los montajes longitudinales registran la actividad de pares de electrodos dispuestos en sentido antero posterior (de adelante hacia atrás) de cada mitad del cráneo como se muestra en la figura 2.11a. Los montajes transversales realizan registros de pares de electrodos dispuestos transversalmente según los planos sagitales anterior, medio o posterior como se muestra en la figura 2.11b.

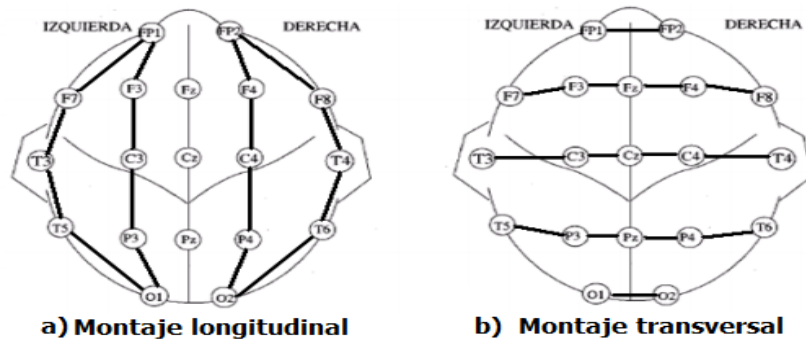


Figura 2.11: Montaje de electrodos
*Fuente:*Montaje de electrodos [15]

2.2.8. Interfaz cerebro computadora (BCI)

Es un sistema que permite la comunicación entre hombre-máquina basada en la actividad neuronal, el ser humano puede interactuar con una computadora mediante la adquisición de señales cerebrales, es importante señalar que este sistema utiliza para su funcionamiento únicamente información de tipo cerebral, el funcionamiento de la Interfaz cerebro computadora (BCI) es medir la actividad cerebral, procesarla para obtener características de interés de la señal y transformarlas a comandos que permitan interactuar con diversos tipos de aplicaciones, dispositivos, sistemas de software, etc.[16].

2.2.9. Tipos de BCI

Una interfaz BCI de acuerdo a su funcionamiento puede ser síncrona o asíncrona, una BCI síncrona analiza la señal solamente en ciertos intervalos de tiempo e ignora cualquier señal fuera de estos intervalos, mientras una BCI asíncrona analiza continuamente las señales, las BCI's se clasifican según la naturaleza de la señal de control en las siguientes:

a.- BCI Endógenos

Estos sistemas dependen únicamente de la capacidad del usuario para controlar características determinadas en su actividad cerebral como amplitud en una banda específica de frecuencia de las señales EEG registradas sobre una zona concreta de la corteza cerebral, por lo cual requieren mucho entrenamiento por parte del usuario estos sistemas son útiles para usuarios con órganos sensoriales afectados debido a que no necesita de ningún tipo de estímulos exterior[17].

Los sistemas BCI endógenos son:

- **Potenciales corticales lentos.-** Se basan en la teoría de la regulación voluntaria en el nivel promedio de EEG por parte del usuario, son cambios de voltaje lentos que pueden apreciarse en intervalos superiores a los 5 segundos tiene una componente espectral en un rango de $0.1Hz$ a $1Hz$, muchos estudios han demostrado que los humanos son capaces de controlar dichos potenciales.
- **Ritmos Sensoriomotores μ y β .-** Se basan en variaciones de las ondas μ y β registrados sobre la zona somatosensorial y motora de la corteza cerebral, estas variaciones se presentan tanto al ejecutar un movimiento real como al imaginar un movimiento.

b.- BCI Exógenos

Estos sistemas prácticamente no requieren entrenamiento por parte del usuario debido a que dependen de la actividad electrofisiológica presente ante estímulos externos, esta actividad se puede modular por el usuario mediante tareas cognitivas, normalmente se presentan de forma simultanea una serie de estímulos distintos cada uno de estos presenta una respuesta en la actividad cerebral distinta[17].

Los sistemas BCI exógenos están basados en el análisis de los siguientes potenciales:

- **Potenciales evocados visuales (VEP).**-Son potenciales recogidos sobre la corteza visual se basan en los potenciales producidos ante la presencia de un estímulo visual, los VEP de estado estable (SSVEP) son respuestas periódicas causadas por la presentación repetida de una serie de estímulos visuales a una frecuencia superior a $6Hz$.
- **Potenciales evocados P300.**-Es un pico de amplitud que se presenta en el registro de señales EEG aproximadamente unos 300ms después de haberse producido un estímulo auditivo o visual, este potencial se observa principalmente en las zonas central y parietal de la corteza cerebral, usualmente se presenta una serie de estímulos del que solo unos pocos tiene una relación con la intención del usuario después de presentarse un estímulo de interés al ser poco frecuente y estar mezclado con otros estímulos mucho más frecuentes se provoca la aparición de un potencial P300.

Comparación de interfaces BCI

En la siguiente tabla 2.2 se observa una comparación entre los tipos de Interfaz cerebro computadora analizando sus ventajas y desventajas.

Tabla 2.2: Comparación de tipos de BCI

Tipos de BCI	Potenciales	Ventajas	Desventajas
BCI Endógenos	Potenciales corticales lentos Ritmos sensoriomotores	<ul style="list-style-type: none"> ● Independiente de cualquier tipo de estímulo ● Operada libremente ● Para usuarios con órganos sensoriales afectados 	<ul style="list-style-type: none"> ● Entrenamiento largo (semanas o meses) ● No todos los usuarios son capaces de obtener el control
BCI Exógenos	SSVEP P300	<ul style="list-style-type: none"> ● Entrenamiento mínimo ● Control fácil de señal ● Necesita unicamente un canal EEG 	<ul style="list-style-type: none"> ● Atención permanente al estímulo ● Puede causar cansancio en algunos usuarios

Fuente: Investigador

Las BCI Exógenas no dependen de entrenamiento mínimo por lo cual esta sería la mejor opción para implementar, a pesar de esta clara ventaja se implementó un sistema BCI endógenos debido a que para el control de una prótesis no sería adecuado esperar a que se presente un estímulo para realizar un movimiento.

2.2.10. Etapas de un BCI

Una interfaz cerebro computadora (BCI) se compone de varios bloques como se muestra en la 2.12.

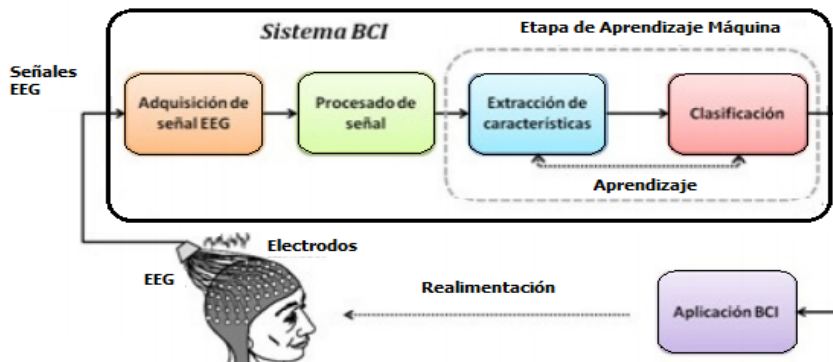


Figura 2.12: Esquema de un sistema BCI
Fuente: Desarrollo de sistemas BCI-EEG[18]

a .- Adquisición de señales EEG

El primer componente de cualquier Interfaz cerebro computadora (BCI) es la adquisición de señales, que mide los cambios en tiempo real de la actividad cerebral por medio de sensores, en consecuencia dando al usuario una forma de comunicarse con el sistema BCI, para la adquisición de señales producidas por la actividad cerebral existen dos métodos principales:[19].

- No invasivo: El método no invasivo consiste en ubicar una serie de electrodos en la superficie del cuero cabelludo, sin necesidad de una experiencia quirúrgica que podría exponer al usuario a posibles infecciones, lesiones cerebrales que en consecuencia la llevarían a una reducción de la funcionalidad del cerebro o en peores circunstancias pondría en riesgo la vida.
- Invasivo: El método invasivo consiste en llevar a cabo una cirugía para implantar los sensores necesarios, este procedimiento quirúrgico se llama craneotomía que consiste en la apertura del cráneo y el corte de las membranas que recubren el cerebro.

Las señales adquiridas por los sensores deben pasar por un proceso de acondicionamiento que está conformado por las siguientes etapas:

Amplificación

Las señales adquiridas por los sensores son muy pequeñas y deben ser amplificadas para que alcancen niveles utilizables, entre los dispositivos utilizados para amplificar señales tenemos:

Amplificadores operacionales.-Los amplificadores operacionales son dispositivos de estado sólido extremadamente versátiles fáciles de utilizar estos poseen dos puertos que acepta una señal que se aplica en forma externa conocidas como entradas una positiva y otra negativa generan una señal conocida como salida, es un dispositivo amplificador de voltaje.

Estos dispositivos son capaces de realizar operaciones aritméticas como suma, resta, integración y derivación son útiles en sistemas de control, procesamiento de señales, sistemas de regulación [20].

Características ideales de un amplificador operacional:

- Ganancia de voltaje infinita.
- Ganancia de modo común cero.

- Impedancia de entrada infinita.
- Impedancia de salida cero.
- La tensión de offset cero.

Estas características no pueden ser alcanzadas un ejemplo muy simples el caso de la ganancia ya que el amplificador operacional solo puede dar una ganancia dependiendo de las fuentes de alimentación por lo tanto las otras características tampoco llegan a ser posibles en la práctica.

Configuración no inversora de amplificador operacional.-La señal se introduce por el terminal positivo como se muestra en la figura 2.13, lo que significa que la señal de salida está en fase con la señal de entrada.

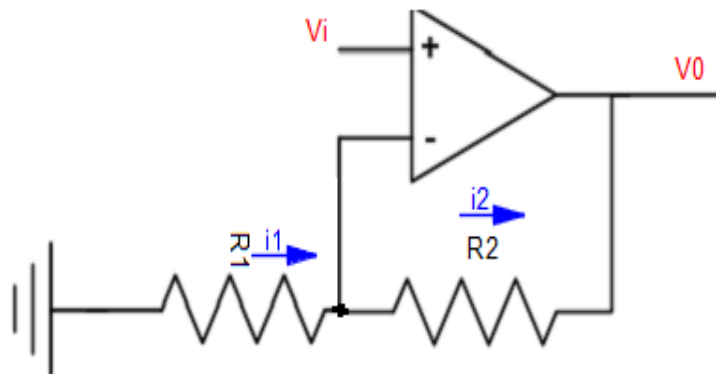


Figura 2.13: Configuración no inversora
Fuente: Configuración básica de amplificadores[20]

Ganancia de un A.O en configuración no inversora.-La ganancia de un amplificador operacional no-inversor se calcula de la siguiente manera:

Debido al cortocircuito virtual las corrientes son iguales:

$$i_1 = i_2 \quad (2.1)$$

$$\frac{0 - v_i}{R_G} = \frac{v_i - v_0}{R_1} \quad (2.2)$$

Despejando v_0 tenemos:

$$v_0 = v_i \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) \quad (2.3)$$

La ganancia es:

$$Ad = \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) \quad (2.4)$$

Amplificadores de Instrumentación.- El amplificador de instrumentación es utilizado para tomar mediciones en ambientes donde la señal de interés es muy difícil registrar debido a la presencia de ruido. Estos dispositivos presentan un bajo nivel de ruido, amplifican la diferencia entre dos señales de entrada y rechazan cualquier señal en común. Son utilizados para amplificar señales muy pequeñas en procesos industriales, medición, adquisición de datos y aplicaciones médicas, tienen una ganancia diferencial estable la cual se puede establecer de forma muy precisa.

Las características de los amplificadores de instrumentación son:[21].

- Ganancia diferencial precisa y estable.
- Impedancia de entrada alta idealmente infinita para que la impedancia de la fuente no afecte la ganancia.
- Impedancia de salida baja idealmente cero para que el dispositivo sea inmune a la carga conectada en la salida.
- Bajo nivel de la tensión de offset es la tensión continua que aparece en la salida idealmente es cero, esto permite trabajar con señales muy pequeñas.
- El parámetro CMRR del circuito alto idealmente infinito, de modo que el amplificador solo responda a la diferencia entre las señales de entrada, ignorando completamente la componente de entrada de modo común.

El esquema de un amplificador de instrumentación está constituido por tres amplificadores operacionales divididos en dos etapas como se muestra en la figura 2.14

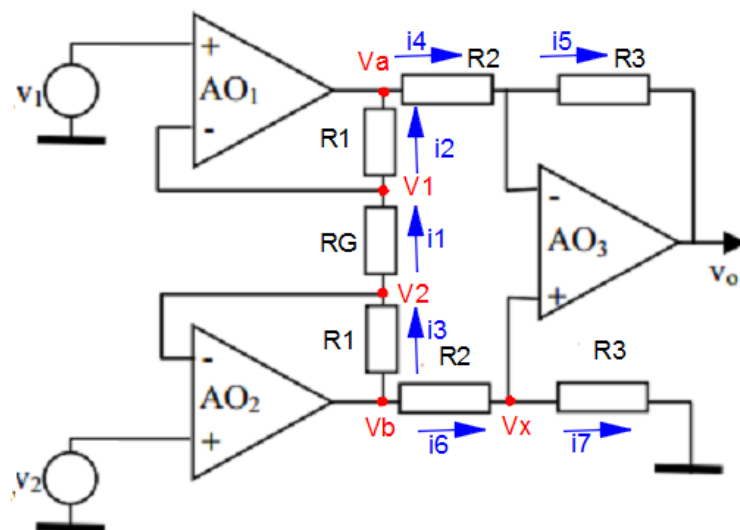


Figura 2.14: Amplificador de instrumentación
Fuente: Amplificadores de instrumentación[20]

Ganancia de un amplificador de instrumentación.-La primera etapa es de pre-amplificación conformada por AO_1 y AO_2 que son amplificadores no inversores, la ganancia en esta etapa se calcula de la siguiente manera:

Debido al cortocircuito virtual las corrientes son iguales:

$$i_1 = i_2 \quad (2.5)$$

Despejando v_a tenemos:

$$v_a = v_1 \left(\frac{R_G + R_1}{R_G} \right) - v_2 \left(\frac{R_1}{R_G} \right) \quad (2.6)$$

Iguualamos las corrientes:

$$i_1 = i_3 \quad (2.7)$$

$$\frac{v_2 - v_1}{R_G} = \frac{v_b - v_2}{R_1} \quad (2.8)$$

Despejando v_b tenemos:

$$v_b = v_2 \left(\frac{R_G + R_1}{R_G} \right) - v_1 \left(\frac{R_1}{R_G} \right) \quad (2.9)$$

Se calcula la salida diferencial de $v_a - v_b$:

$$v_a - v_b = \left[v_1 \left(\frac{R_G + R_1}{R_G} \right) - v_2 \left(\frac{R_1}{R_G} \right) \right] - \left[v_2 \left(\frac{R_G + R_1}{R_G} \right) - v_1 \left(\frac{R_1}{R_G} \right) \right] \quad (2.10)$$

Resolviendo tenemos:

$$v_a - v_b = \left(1 + \frac{2R_1}{R_G} \right) (v_2 - v_1) \quad (2.11)$$

En donde la ganancia de la primera etapa es:

$$Ad_1 = \left(1 + \frac{2R_1}{R_G} \right) \quad (2.12)$$

La segunda etapa es de amplificación conformada por AO_3 que es un amplificador restador, la ganancia en esta etapa se calcula de la siguiente manera:

Debido al cortocircuito virtual las corrientes son iguales:

$$i_4 = i_5 = \frac{v_1 - v_x}{R_2} = \frac{v_x - v_o}{R_3} \quad (2.13)$$

El potencial v_x en la entrada diferencial se obtiene:

$$v_x = v_2 \left(\frac{R_3}{R_2 + R_3} \right) \quad (2.14)$$

Remplazando v_x en la ecuación (4.2) tenemos:

$$\frac{v_1 - v_2 \left(\frac{R_3}{R_2 + R_3} \right)}{R_2} = \frac{v_2 \left(\frac{R_3}{R_2 + R_3} \right) - v_o}{R_3} \quad (2.15)$$

Despejando v_o tenemos:

$$v_o = v_2 \left(\frac{R_3}{R_2 + R_3} \right) \left(\frac{R_2 + R_3}{R_2} \right) - v_1 \left(\frac{R_3}{R_2} \right) \quad (2.16)$$

Simplificando tenemos que:

$$v_o = -\frac{R_3}{R_2} (v_2 - v_1) \quad (2.17)$$

La ganancia de la segunda etapa es:

$$Ad_2 = -\frac{R_3}{R_2} \quad (2.18)$$

La ganancia total de un amplificador de instrumentación se calcula mediante el producto de las ganancias de la primera etapa con la segunda etapa:

$$Ad = (Ad_1)(Ad_2) = \left(1 + \frac{2R_1}{R_G} \right) \left(\frac{R_3}{R_2} \right) \quad (2.19)$$

Filtrado

Es un proceso esencial que permite separa las componentes extrañas o innecesarias de un señal existen varios tipos de filtros entre los cuales tenemos:

Filtros Analógicos.- Los filtro son circuitos diseñados para dejar pasar una banda de frecuencias especificada mientras atenúa todas las señales fuera de esta banda de frecuencia los filtros se clasifican como pasa bajas, pasa altas, pasa banda y rechaza banda (o notch).

- **Filtros pasa bajos:** Permiten el paso de las frecuencias menores que una cierta frecuencia ω_c , esta frecuencia es conocida como frecuencia de corte (ω_c), cuya respuesta ideal en frecuencia es $H = 1$ para $w < \omega_c$ y $H = 0$ para $w > \omega_c$ como se muestra en la figura 2.15a, lo que indica que las señales de entrada con frecuencias menores a ω_c pasan a través del filtro sin cambiar su amplitud

mientras que las señales con frecuencias mayores a ω_c sufren una atenuación total.

- **Filtros pasa alto:** Permiten el paso de las frecuencias mayores a la frecuencia de corte ω_c , la respuesta ideal en frecuencia es $H = 0$ para $\omega < \omega_c$ y $H = 1$ para $\omega > \omega_c$ como se muestra en la figura 2.15b, esto indica que las frecuencias menores a ω_c emergen del filtro sin atenuación mientras la las frecuencias mayores ω_c son bloqueadas.
- **Filtros pasa banda:** Permiten el paso sin atenuación de un determinado rango de frecuencias comprendidas entre ω_L y ω_H , la respuesta ideal en frecuencia es $H = 1$ para $\omega_L < \omega < \omega_H$ y $H = 0$ para $\omega < \omega_L$ o $\omega > \omega_H$ como se muestra en la figura 2.15c.
- **Filtros elimina banda:** Atenúan las frecuencias comprendidas entre las frecuencias de corte ω_L y ω_H , mientras que las frecuencias fuera de este rango emergen sin atenuación, la respuesta ideal en frecuencia es $H = 0$ para $\omega_L < \omega < \omega_H$ y $H = 1$ para $\omega < \omega_L$ o $\omega > \omega_H$, como se muestra en la figura 2.15d [20] .

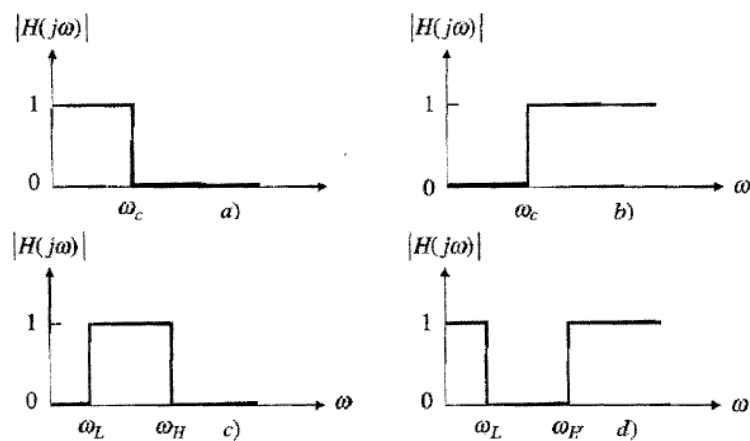


Figura 2.15: Respuesta Ideal en frecuencia de filtros
Fuente:Filtros Activos[20]

- **Filtro Butterworth.-** La respuesta en frecuencia del filtro es máximamente plana con mínimas ondulaciones en la banda pasante la salida se mantiene constante casi hasta la frecuencia de corte como se muestra en la figura 2.16 a, es el único filtro que mantiene su forma para ordenes mayores todos los ceros se localizan en el infinito mientras que sus polos se encuentra ubicados alrededor de un circulo en el plano complejo[22].

- Filtro Chebyshev.-** El filtro chebyshev tiene como función de transferencia una magnitud con máximos y mínimos en la banda de paso, los cuales ocasionan que el orden del filtro se reduzca en comparación con un filtro Butterworth, genera algunas ondulaciones antes de llegar a la frecuencia de corte estas ondulaciones se reducen conforme aumenta el orden del filtro como se muestra en la figura 2.16 b, estos filtros presentan un rizado en la banda de paso cuyo número es dependiente del orden del filtro[22].

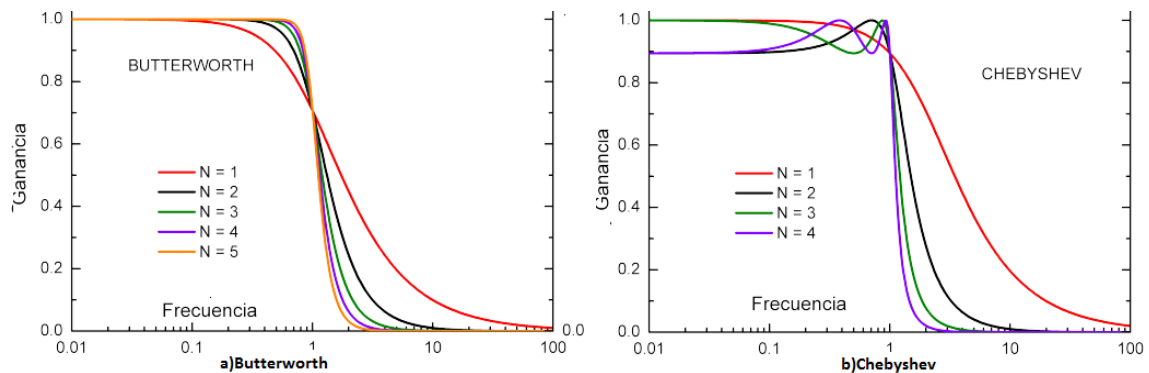


Figura 2.16: Respuesta en frecuencia de un filtro a)Butterworth b)Chebyshev
*Fuente:*Filtros Análogos [22]

Filtro digitales

Un filtro digital es un filtro que opera sobre señales digitales, es una operación matemática que toma una secuencia de números (la señal de entrada) y la modifica produciendo otra secuencia de números (la señal de salida) con el objetivo de resaltar o atenuar ciertas características, entre los filtros digitales se encuentran los siguientes:

- Filtros FIR.-** Los filtros FIR son llamados de respuesta finita al impulso, se basan en obtener la salida a partir exclusivamente de las entradas actuales y anteriores, estos son filtros de tipo no recursivos su ecuación característica se muestra en la ecuación 2.22 donde n es el orden del filtro y b_k son los coeficientes del filtro[23].

$$y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} b_k x(n - k) \quad (2.20)$$

La salida puede expresarse como la convolución de la señal de entrada $x(n)$ con la respuesta al impulso $h(n)$ y aplicándole la transformada z se tiene:

$$Y(z) = \sum_{k=0}^{N-1} h_k Z^{-k} \quad (2.21)$$

- **Filtros IIR:** Los filtros IIR son llamados de respuesta infinita al impulso son sistemas causales, es decir que trabajan en tiempo real su función de transferencia se muestra en la ecuación 2.24 donde a y b son los coeficientes del filtro, el diseño de estos filtros se basa en usar las características de los filtros análogos en los filtros digitales su causalidad y su estabilidad está determinada por la ubicación de los ceros y los polos respecto a un círculo unidad en el plano z , el orden del filtro es el máximo entre los valores de n y m [23].

$$H(z) = \frac{\sum_{i=0}^m b_i z^{-i}}{1 - \sum_{i=1}^n a_i z^{-i}} \quad (2.22)$$

Conversión análoga/digital

Para procesar señales analógicas por medios digitales es necesario convertirlas en formato digital las cuales son inmunes al ruido, la conversión analógica digital (A/D) es el proceso mediante el cual se transforman señales análogas a niveles de voltaje que se representan en un código binario este proceso consta de varias etapas muestreo y retención, cuantificación y codificación.[24]

- El muestreo no es más que tomar muestras del valor de la señal original en forma periódica dicho periodo se llama periodo de muestreo (T_s), la retención consiste en mantener el valor de la muestra el tiempo necesario para procesarla.
- La cuantificación mide el nivel de voltaje de cada una de las muestras y asigna un único valor de salida.
- La codificación consiste en asignar un código binario a los valores obtenidos en la cuantificación.

b.-Pre procesado de señales EEG

Las señales EEG son de una Amplitud extremadamente pequeña, por lo que pueden ser fácilmente afectadas por el ruido, e interferencias llamados artefactos EEG, debido a esto el pre procesado de señales consiste en limpiar las señales EEG eliminando cualquier componente de interferencia.[25].

Los artefactos EEG se definen como señales no deseadas que distorsionan el registro estas señales puede ser de cualquier potencial eléctrico que no se origina en el cerebro, las señales EEG son muy sensibles a las señales interferentes los artefactos se clasifican en:[25]

- **Artefactos Biológicos:** Son señales generadas por los movimientos involuntarios oculares, la actividad eléctrica del corazón, las señales de activación muscular.
- **Artefactos no-Biológicos:** Son señales generadas por marcapasos, por movimientos momentáneos de los electrodos sobre el cuero cabelludo, interferencia de 60Hz del equipo eléctrico, cables.

Considerando que las señales EEG sólo contienen información en el rango de frecuencias de 0.5 a 80 Hz el cual será el ancho de banda de los filtros preliminares en cada canal, estos filtros eliminan cualquier interferencia fuera de este rango, además se consideran de filtros para atenuar las frecuencias de 60 Hz procedente de la red eléctrica para evitar que se distorsione la señales EEG.

a.- Extracción de características

La extracción de características permite obtener determinadas características específicas de la señal adquirida que son útiles para discriminar entre diferentes tareas mentales.

Este proceso es difícil ya que la información de interés de las señales del cerebro se oculta en un entorno ruidoso, son inherentemente no estacionarias y comprenden un gran número de fuentes simultáneas, los métodos de extracción de características consisten en la ejecución de combinaciones y transformaciones sobre las señales cerebrales esto se puede hacer en el dominio de la frecuencia, en el dominio del tiempo y/o en el dominio de tiempo-frecuencia, la aplicación de uno u otro método va a depender de las señales de control con las que se utilice y de las características que se quieran resaltar[17].

Para la extracción de características se puede utilizar varios métodos entre los cuales tenemos:

Análisis de componentes independientes (ICA, del Inglés Independent Component Analysis).-Es un método estadístico que permite encontrar una representación lineal de los datos de forma que las componentes sean estadísticamente lo más independientes posible.

Un ejemplo para explicar el funcionamiento es el problema del cóctel de fiesta como muestra la figura 2.17 explica el funcionamiento de ICA donde estas en un cuarto con varias personas hablando al mismo tiempo, de tal forma que solo se puede escuchar la mezcla de voces y es difícil identificar lo que cada una de las personas está hablando [17].

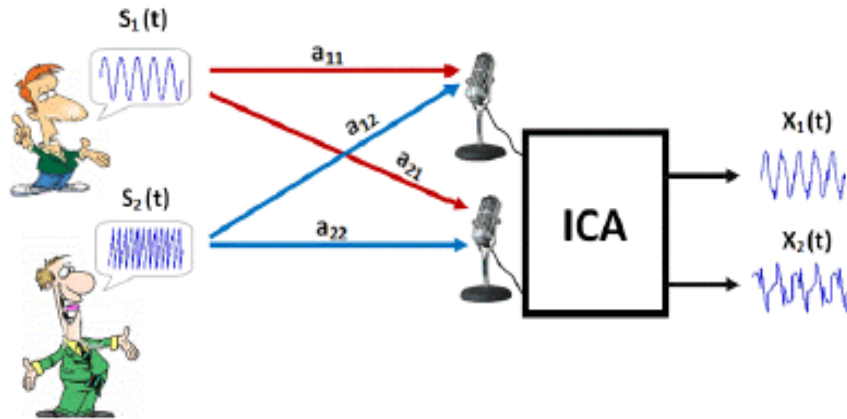


Figura 2.17: Problema del cóctel de fiesta Representación del ICA
Fuente: Métodos de extracción de características[17].

Si se tuvieran dos micrófonos en diferentes lugares cada uno registra una señal en el tiempo las cuales se pueden escribir como $x_1(t)$ y $x_2(t)$, cada señal registrada es la suma ponderada de las señales las cuales se pueden expresar como una transformación lineal.

$$\begin{aligned}
 x_1(t) &= a_{11}S_1(t) + a_{12}S_2(t) + \dots a_{1m}S_m(t) \\
 x_2(t) &= a_{21}S_1(t) + a_{22}S_2(t) + \dots a_{2m}S_m(t) \\
 &\vdots \\
 x_m(t) &= a_{m1}S_1(t) + a_{m2}S_2(t) + \dots a_{m,m}S_m(t)
 \end{aligned}$$

Se puede expresar de la siguiente manera:

$$x = A * S$$

Donde los coeficientes a_{ij} determinan una matriz A conocida como matriz de mezcla, x se le conoce como el vector mezcla y a S como vector de componentes independientes.

Los coeficientes de a_{ij} determina la matriz W , en la práctica solo se conocen los valores del vector de mezcla (x) que se genera al muestrear algún evento, el método ICA consiste en aplicar un algoritmo que permita encontrar una matriz de desmezclado (W) de forma que $y = Wx$ la cual sea una aproximación al vector $S(y \cong S)$.

$$S_1(t) = \omega_{11}x_1(t) + \omega_{12}x_2(t) + \omega_{1m}x_m(t)$$

$$S_2(t) = \omega_{21}x_1(t) + \omega_{22}x_2(t) + \omega_{2m}x_m(t)$$

:

:

$$S_m(t) = \omega_{m1}x_1(t) + \omega_{m2}x_2(t) + \dots + \omega_{mm}x_m(t)$$

Se puede expresar de la siguiente forma:

$$S = W * X$$

Transformada de Fourier.- La transformada de Fourier permite descomponer una señal en sus componentes sinusoidales de diferentes frecuencia, dada una señal $s(t)$ de energía finita, su transformada es una función (f) la cual se define:

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt \quad (2.23)$$

Donde $F(t)$ es la señal en el dominio de la frecuencia, $f(t)$ es la señal en el dominio del tiempo, i es la unidad imaginaria y $e^{-i\omega t}$ es una función exponencial compleja que consiste en la combinación de una función coseno y una función seno.

La TF es utilizada en el procesamiento de señales de EEG, especialmente si se desea estudiar el comportamiento espectral de algún evento como movimientos voluntarios, ritmos cerebrales [17].

Filtros Adaptados (AF, del Inglés Adaptive Filter)- Los filtros Adaptados o de correlación es un método de extracción de características cuyo objetivo es detectar ciertos patrones específicos en las señales cerebrales en base a su similitud a un conjunto de señales o plantillas conocidas, cada una de estas plantillas representan una intención concreta del usuario, el filtro se emplea para calcular la correlación entre la plantilla y la señal, la probabilidad de que el usuario pretenda genera un patrón en su señal EEG depende de una mayor correlación entre la plantilla y la intención del usuario.

b.- Clasificación de características

La entrada a esta etapa es el conjunto de características extraídas de las señales EEG, en esta etapa de clasificación se intentan clasificar las características extraídas en diferentes patrones o clases.

El éxito de la clasificación se da por la apropiada elección de los parámetros que caracterizan la señal, por la efectividad de los algoritmos de clasificación y la capacidad del individuo para producir o controlar dichas características. Si el individuo no tiene control, los algoritmos de clasificación no podrían asociar parámetros a estados mentales deseados [17].

Para la clasificación de características se puede utilizar varios métodos entre los cuales tenemos:

Red Neuronal Artificial (ANN, del Inglés Artificial Neural Network).-

La idea de una red neuronal artificial consiste en emular la capacidad de aprendizaje del sistema nervioso son ampliamente utilizadas en problemas que involucran el reconocimiento de patrones ya que son capaces de aprender a reconocer patrones a partir de unos datos previos que sirven de entrenamiento, una de las propiedades más importantes de las redes neuronales artificiales es que tiene la capacidad de aprender a partir de un ejemplo, después de que una ANN haya seguido un entrenamiento, ésta puede clasificar patrones para los cuales ha sido entrenado[17]. Existen distintos tipos de redes neuronales, algunos muy sencillos con una sola neurona (perceptrón), hasta formar redes complejas que contiene varias neuronas artificiales (perceptrones) estas son conocidas como red neuronal multicapa, o Perceptrón Multicapa (MLP) cuya estructura se muestra en la figura. 2.18

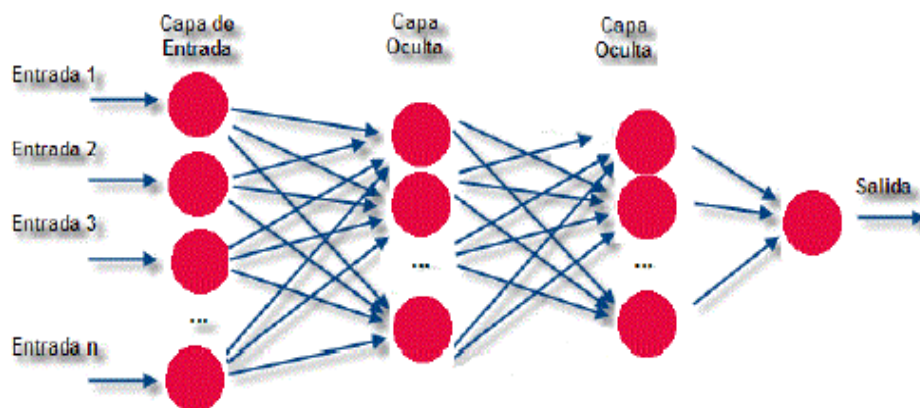


Figura 2.18: Estructura de un perceptrón multicapa (MLP)

Fuente: Métodos de clasificación de características[17]

La salida se puede describir como la suma ponderada de varias entradas de la siguiente manera:

$$y = f\left(\sum_{i=1}^N (w_i x_i - w_0)\right)$$

Donde y es el término de salida, x_i es la i -ésima entrada de las N entradas, w_i su peso asociado, w_0 es el umbral por encima del cual la neurona se activa.

K-vecinos más Cercanos (K-NN, del Inglés K-Nearest Neighbors).-Es un método de clasificación de mínima distancia, la clasificación K-NN utiliza la distancia euclidiana con la que determina todas las distancias entre el punto a clasificar y todos los puntos del conjunto de entrenamiento donde la decisión se puede tomar por votación de las distancias más cercanas, la letra K representa en número de patrones que se consideran para tomar decisiones, la distancia euclidiana es el criterio principal de comparación en K-NN, esta distancia entre dos puntos p_1 y p_2 en un plano cartesiano se describe de la siguiente manera[17].

$$d(p_1, p_2) = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}$$

Se tienen 20 muestras clasificadas en dos valores posibles clase1, clase2, la muestra que se desea clasificar es el triángulo verde utilizando un clasificador 1-NN, el triángulo verde es asignado a la clase 1 como se muestra en la figura 2.19.

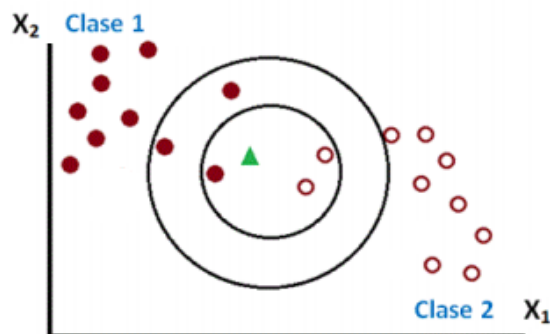


Figura 2.19: Ejemplo de aplicación del algoritmo K-NN
Fuente: Métodos de clasificación de características[17].

c.- Etapa de Control

La etapa de control o aplicación corresponde a la interacción directa entre el usuario y el sistema BCI, después de identificar las características y clarificarlas, se toma una decisión de control para que el elemento final realice las acciones correspondientes.

2.2.11. Estructura del miembro superior

El miembro superior o extremidad superior se caracteriza por su movilidad y habilidad para agarrar, manipular y sujetar objetos, está formado por cuatro segmentos fácilmente distinguibles: Hombro o cintura escapular, Brazo, Antebrazo y Mano como se muestra en la figura 2.20. La extremidad superior tiene un total de 32 huesos y 47 músculos [26].

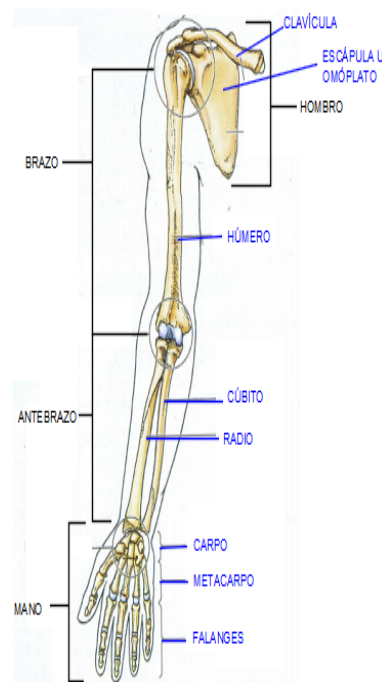


Figura 2.20: Estructura del miembro superior
*Fuente:*Anatomía de la extremidad superior [26].

El Hombro

El hombro es también conocido como cintura escapular, su esqueleto óseo está formado por dos huesos principales la clavícula y escápula u omóplato como se muestra la figura 2.20. La clavícula es un hueso largo con doble curva en forma de S es el medio de unión del miembro superior con el tórax, la escápula es un hueso grande, triangular y plano su función principal es actuar de anclaje para la inserción muscular[27].

El Brazo

El brazo se conoce como la región de la extremidad superior situado entre el hombro y el codo consta de un solo hueso llamado humero como se muestra en la figura 2.20. El humero es el hueso más grande y largo de la extremidad superior[27].

El Antebrazo

El antebrazo se conoce como la región de la extremidad superior comprendida entre el codo y la muñeca cuenta con dos huesos como se muestra en la figura 2.20, estos huesos son rectilíneos largos que están situados paralelamente entre sí, el cubito es el hueso más largo situado en la parte interna y el radio en la parte externa [27].

La Mano

La mano comprende 27 huesos distribuidos en tres grupos: como se muestra en la figura 2.23.

- El carpo formado por ocho huesos separados y ubicados en dos filas irregulares en torno al hueso grande.
- El metacarpo formado por cinco huesos uno en cada dedo.
- Falanges existen 3 falanges por cada dedo excepto el pulgar que tiene dos, estas se nombran de acuerdo a su ubicación en distal, medial y proximal, el pulgar no tiene falange media[27].

2.2.12. Articulaciones de la extremidad superior

Articulaciones del hombro

El hombro es la articulación del cuerpo con más movilidad este complejo articular está formado por las articulaciones: la articulación glenohumeral, la articulación acromioclavicular, la articulación esternoclavicular, y las articulaciones escapulotorácica como se muestra en la figura [28].

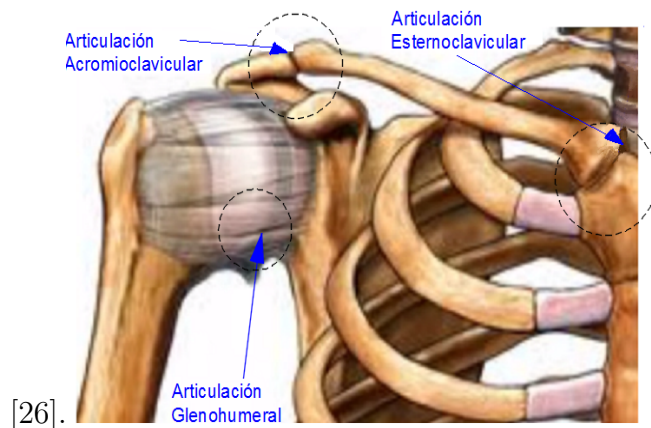


Figura 2.21: Articulaciones del hombro
 Fuente: Anatomía de la extremidad superior [28]

Articulaciones del codo

La articulación del codo es la que une el brazo y el antebrazo conectando el humero con los extremos del radio y el cúbito, es una articulación de tipo bisagra está formada por tres articulaciones menores: la articulación radiohumeral, la articulación radiocubital proximal (superior) y la articulación humerocubital como se muestra en la figura 2.22 a.

Articulaciones de la muñeca

La articulación de la muñeca también llamada carpo, es la articulación que hay entre el antebrazo y los huesos del carpo, está formada por tres articulaciones principales: radiocubital distal, radiocarpiana, mediocarpiana como se muestra en la figura 2.22b.

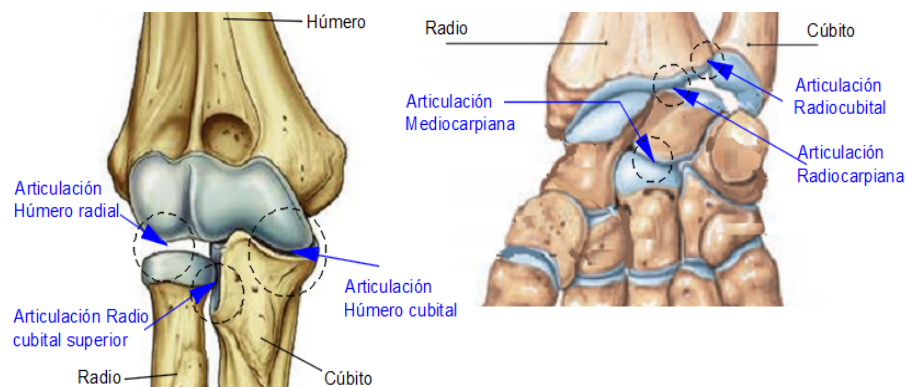


Figura 2.22: Articulaciones del codo y la muñeca
 Fuente: Anatomía de la extremidad superior [28]

Articulaciones de la mano

La mano está formada por cinco articulaciones: La articulación carpometacarpiana (CMC) formada por la unión entre los huesos carpianos y metacarpianos, la articulación metacarpofalángica (MCF) formadas por los huesos metacarpianos y por la falange proximal, la articulación interfalángica proximal (IFP) está formada por la falange media y la falange proximal, la articulación interfalángica distal (IFD) está formada por la falange distal y la falange media, la articulación interfalángica (IF) está formada por de la falange proximal y la base de la falange distal esta articulación solo existe en el dedo pulgar, como se muestra en la figura 2.23

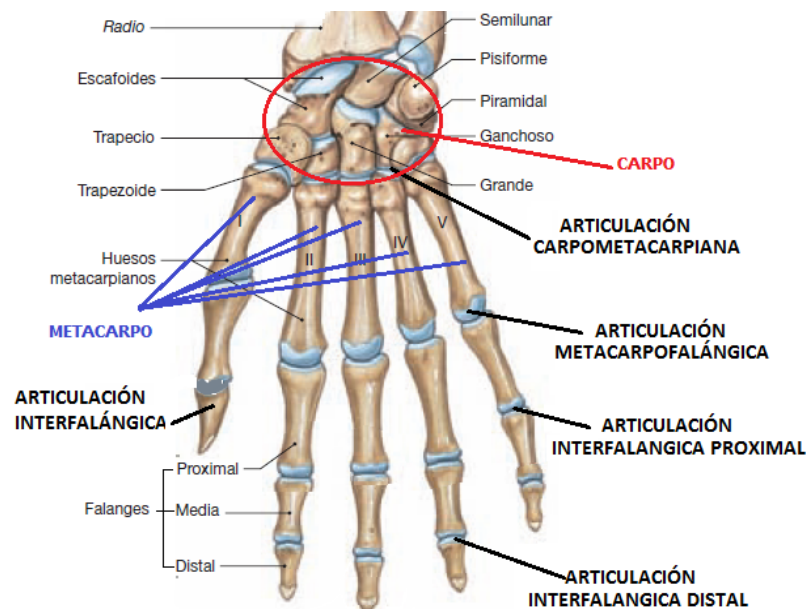


Figura 2.23: Articulaciones de la mano

Fuente: Anatomía de la mano [28]

2.2.13. Movimientos y Rangos de movilidad

Movimientos del Hombro

La combinación de las diferentes articulaciones que forman el hombro actúan juntas de modo que permiten los movimientos de flexión-extensión, abducción-aducción, rotación medial-rotación lateral.

- **Flexión.**-La flexión es el movimiento del hombro al levantar el brazo delante del cuerpo como apuntar hacia el frente, se mide desde la posición neutral hasta el punto más alto que se pueda elevarse el brazo por encima de la cabeza, el rango de movilidad de flexión del hombro es de 0° a 180° . [27]

- **Extensión.**-La extensión es el movimiento en forma recta del brazo hacia tras del cuerpo se mide desde la posición neutral hasta el punto máximo que se pueda elevar el brazo detrás de la espalda, el rango de extensión se de 0° a 50° . [27]. Como se muestra en la figura 2.24

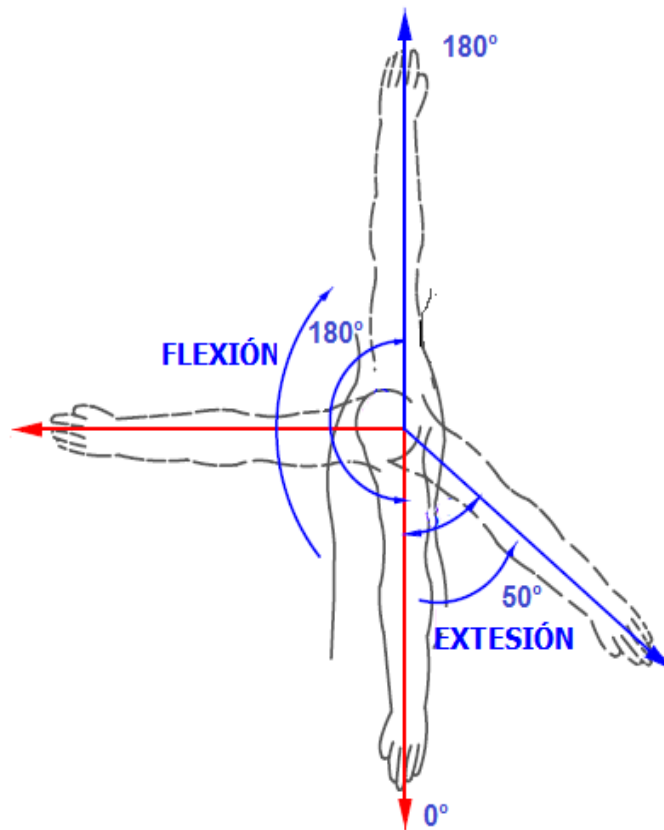


Figura 2.24: Flexión-extensión del hombro
Fuente: Anatomía funcional del hombro [29]

- **Abducción.**-La abducción es el movimiento del hombro cuando el brazo se aleja del cuerpo en forma lateral hacia arriba se mide desde la posición neutral hasta el punto más alto que puede llegar el brazo, su rango de movilidad es de 0° a 180° . [27]
- **Aducción.**-La aducción es el movimiento del brazo al alejarse del cuerpo en forma lateral hacia abajo se mide desde la posición neutral hasta el punto máximo que puede bajar el brazo, su rango de aducción se de 0° a 50° . [27]. Como se muestra en la figura 2.25

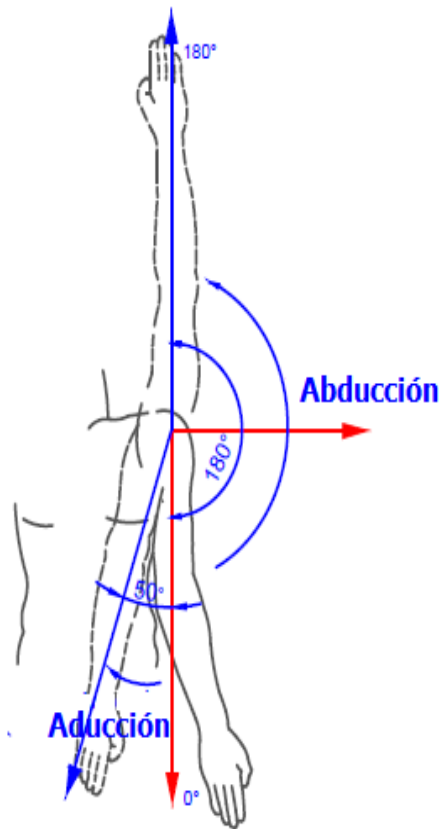


Figura 2.25: Abducción-aducción del hombro
*Fuente:*Anatomía funcional del hombro [29]

- **Rotación medial.**-La rotación medial o rotación interna es el movimiento con el codo doblado en 90° acercando el antebrazo hacia el cuerpo como al cerrar una puerta se mide desde la posición neutral (con el codo contra el cuerpo y el antebrazo delante del cuerpo) hasta el punto máximo en que el antebrazo se acerca al cuerpo.[27].
- **Rotación lateral.**-Rotación lateral o rotación externa es el movimiento con el codo doblado en 90° alejando el antebrazo como al abrir una puerta se mide desde la posición neutral hasta el punto máximo en que el antebrazo se aleja del cuerpo.[27].

El rango de movilidad de la rotación medial es de 0° a 100° , mientras que el rango de rotación lateral es de 0° a 80° , como se muestra en la figura 2.26.

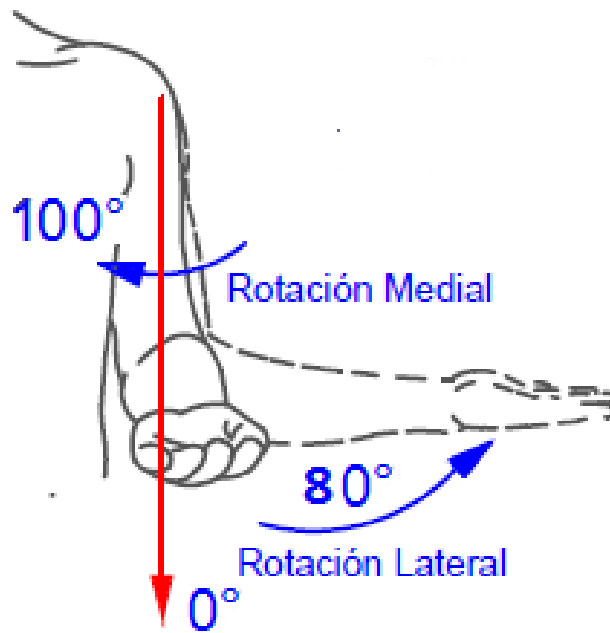


Figura 2.26: Rotación medial-Rotación lateral del hombro
*Fuente:*Anatomía funcional del hombro[29]

Movimientos del Codo

Las articulaciones que conforman el codo permiten los movimientos de flexión-extensión, pronación-supinación del antebrazo.

- **Flexión.**-La flexión en el codo es el movimiento del antebrazo hacia adelante y arriba, se mide desde la posición neutral (con el codo contra el cuerpo y el antebrazo extendido hacia abajo) hasta el punto más alto que se pueda llegar el antebrazo.[27].
- **Extensión.**-La extensión es el movimiento del antebrazo hacia atrás y abajo se mide desde el punto más alto de flexión del antebrazo hasta la posición neutral.[27].

El rango de movilidad de la flexión del codo es de 0° a 150° , mientras que el rango de extensión es de 150° a 0° . Como se muestra en la figura 2.27

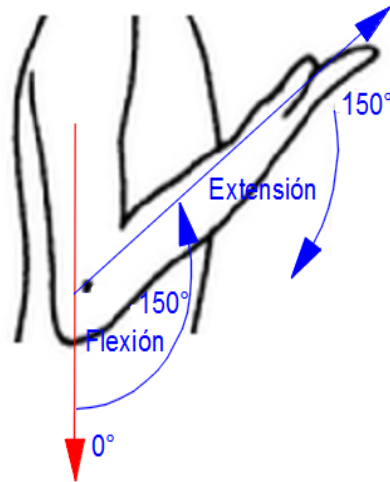


Figura 2.27: Flexión-extensión del codo
*Fuente:*Anatomía funcional del codo[29]

- **Pronación.**-La pronación es el movimiento de rotación del antebrazo en sentido anti horario este movimiento hace que la palma de la mano gire hacia arriba.
- **Supinación.**-La supinación es el movimiento de rotación del antebrazo en sentido horario este movimiento hace que la palma de la mano gire hacia abajo.

El rango de movilidad de la pronación es de 0° a 85° , mientras que el rango de supinación es de 0° a 90° .[27]. como se muestra en la figura 2.28.m

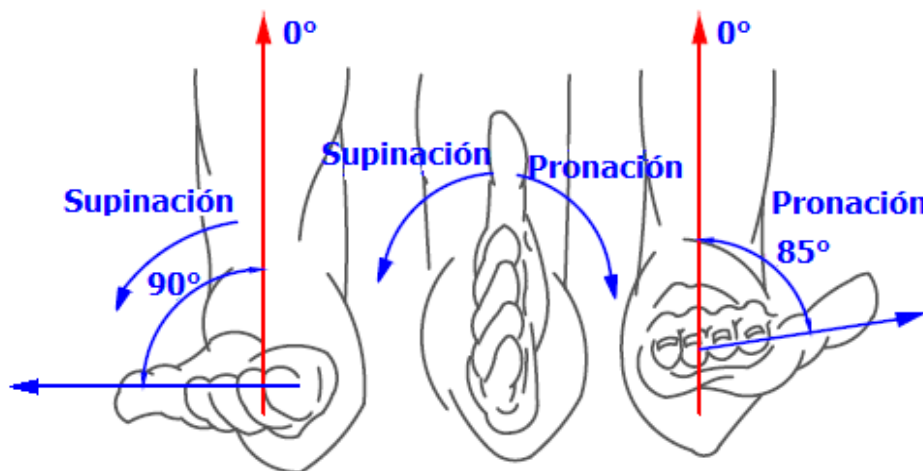


Figura 2.28: Pronación-Supinación del antebrazo
*Fuente:*Anatomía funcional del codo[29]

Movimientos de la muñeca

El conjunto de articulaciones que conforman el complejo de la articulación de la muñeca permiten los movimientos de flexión-extensión, desviación radial-cubital.

- **Flexión.**-La flexión de la muñeca es el movimiento de la mano hacia abajo se mide desde la posición neutral (la palma de la mano hacia abajo) hasta el punto máximo que puede bajar la mano.
- **Extensión.**-La extensión de la muñeca es el movimiento de la mano hacia arriba se mide desde la posición neutral hasta el punto máximo que puede llegar la mano.

El rango de movilidad de la flexión de la muñeca es de 0° a 80° , mientras que el rango de extensión es de 0° a 70° .[29]. Como se muestra en la figura 2.29 a.

- **Desviación radial.**-La desviación radial de la muñeca es el movimiento de la mano hacia la izquierda con la palma hacia abajo se mide desde la posición neutral hasta el punto máximo que puede llegar la mano.
- **Desviación cubital.**-La desviación cubital de la muñeca es el movimiento de la mano hacia la derecha con la palma hacia abajo se mide desde la posición neutral hasta el punto máximo que puede llegar la mano.

El rango de movilidad de la desviación radial es de 0° a 25° , mientras que el rango de desviación cubital es de 0° a 45° .[29]. Como se muestra en la figura 2.29 b.

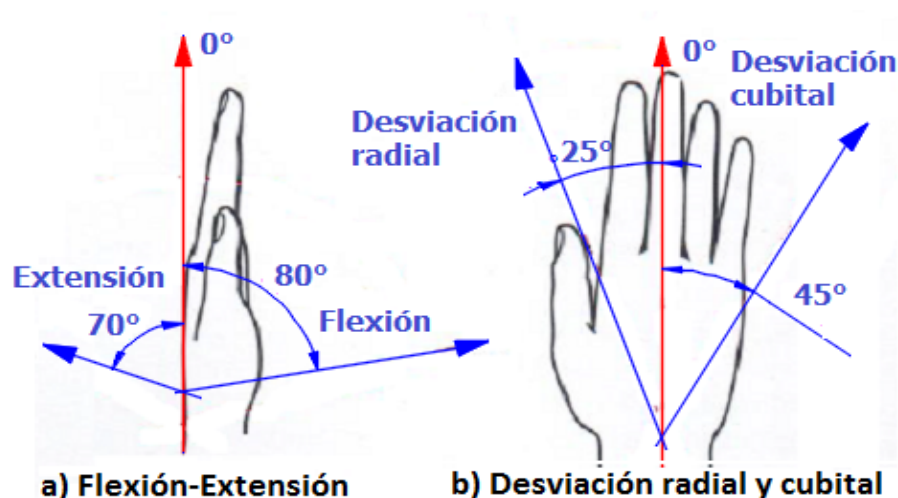


Figura 2.29: Movimientos de la muñeca
Fuente: Anatomía funcional de la mano[29]

Movimientos de la Mano

Las articulaciones metacarpo falángicas (MCF) permiten los movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción.

- **Flexión.**-La flexión es el movimiento de la falange proximal hacia abajo se mide desde la posición neutral hasta el punto máximo que puede llegar la falange.
- **Extensión.**-La extensión es el movimiento de la falange proximal hacia arriba se mide desde la posición neutral hasta el punto máximo que puede llegar la falange.

El rango de flexión de las articulaciones metacarpo falángicas (MCF) es de 0° a 90° , mientras que el rango de extensión es de 0° a 30° . [29]. Como se muestra en la figura 2.30 a.

- **Abducción.**-La abducción es el movimiento en el cual los dedos se separan entre si se mide tomando como referencia el dedo medio
- **Aducción.**-La aducción es el movimiento en el cual los dedos se juntan entre si desde el punto máximo de abducción.

El rango de abducción de las articulaciones metacarpo falángicas (MCF) es de 20° de separación entre si, mientras que el rango de aducción es de 0° . [29]. Como se muestra en la figura 2.30 b.

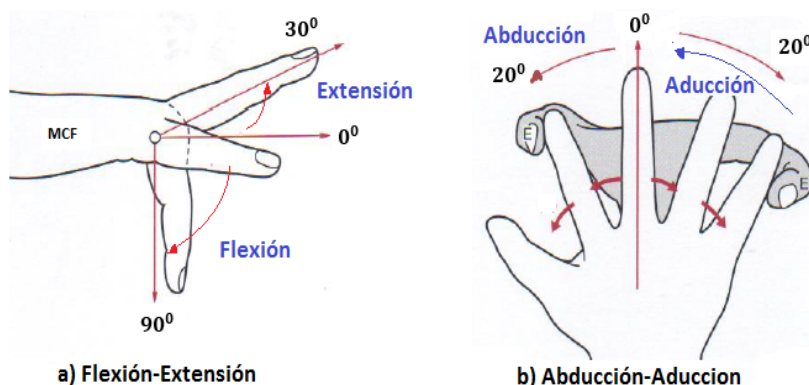


Figura 2.30: Movimientos de las articulación (MCF)
*Fuente:*Anatomía funcional de la mano[29]

Las articulaciones interfalángicas proximales (IFP) y las articulaciones interfalángicas (IFD) permite los movimientos de flexión-extensión, abducción-aducción.

- **Flexión-Extensión de las articulaciones (IFP).**-Es el movimiento de la falange media hacia abajo se mide desde la posición neutral (el dedo completamente recto) hasta el punto máximo de flexión, mientras que la extensión no es mas que el movimiento de la falange media hacia arriba se mide desde la posición neutral hasta el punto máximo de extensión.

El rango de flexión de las articulaciones (IFP) es de 0° a 100° , mientras que el rango de extensión es de 0° a $1^{\circ} - 2^{\circ}$. [27]. Como se muestra en la figura 2.31.

- **Flexión-Extensión de las articulaciones (IFD).**-Es el movimiento de la falange distal hacia abajo se mide desde la posición neutral (el dedo completamente recto) hasta el punto máximo de flexión, mientras que la extensión no es mas que el movimiento de la falange distal hacia arriba se mide desde la posición neutral hasta el punto máximo de extensión.

El rango de flexión de las articulaciones (IFD) es de 0° a 90° , mientras que el rango de extensión es de 0° a 10° . [27]. Como se muestra en la figura 2.31.

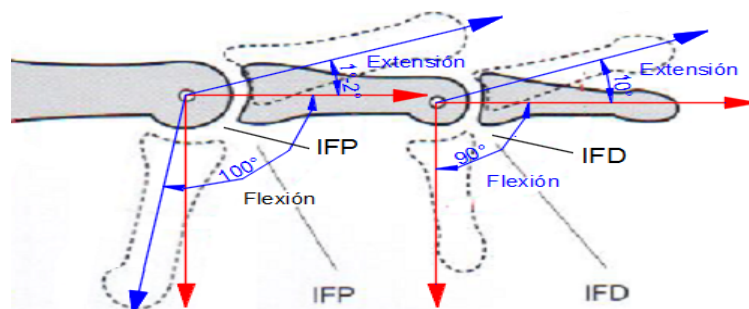
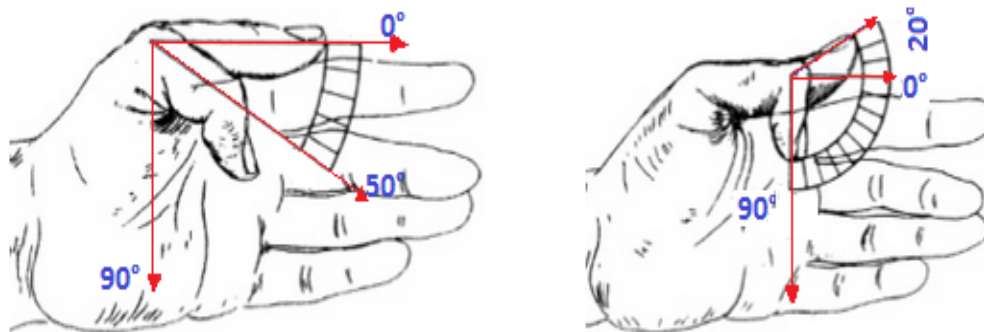


Figura 2.31: Movimientos de las articulaciones (IFP) y (IFD)

*Fuente:*Anatomía funcional de la mano[29]

Las articulaciones metacarpo falángica (MCF), interfalángica (IF) del pulgar permite los movimientos de flexión-extensión, la articulación y carpometacarpiana (MCF) permiten los movimiento de abducción-aducción.

- **Flexión-Extensión del pulgar articulación (MCF).**- El rango de flexión de la articulación metacarpo falángica (MCF) del dedo pulgar es de 0° a 50° , mientras que el rango de extensión es 0° a 10° . [30]. Como se muestra en la figura 2.32a.
- **Flexión-Extensión del pulgar articulación (IF).**-El rango de flexión de la articulación interfalángica es de 0° a 90° , mientras que el rango de extensión es de 0° a 20° . [30]. Como se muestra en la figura 2.33b.



a) Flexión-Extensión del pulgar articulación (MCF) b) Flexión-Extensión articulación del pulgar articulación (IF)

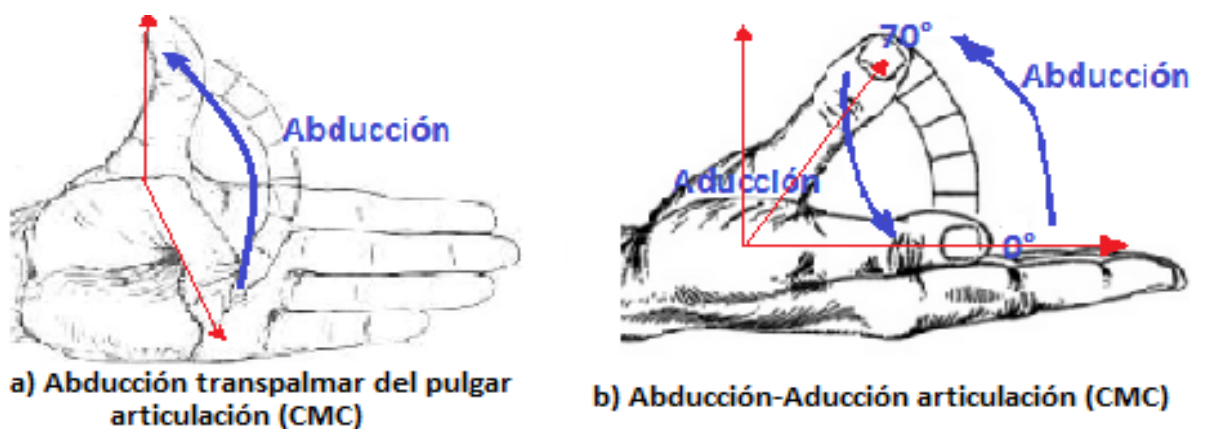
Figura 2.32: Flexión-extensió del pulgar

*Fuente:*Movilidad del pulgar[30].

- **Abducción-Aducción del pulgar articulación (CMC).**-La abducción es el movimiento del pulgar formando un ángulo perpendicular al plano de la palma, mientras que la aducción no es más que el movimiento de retorno del dedo pulgar hacia el plano de la palma.

El rango de abducción de la articulación metacarpofalángica (CMC) es de 0° a 70° , mientras que el rango aducción es de 70° a 0° [30]. Como se muestra en la figura 2.33a.

- **Abducción transpalmar del pulgar articulación (CMC).**-La abducción palmar es el movimiento en el cual la punta del dedo pulgar toca la base del dedo menique se mide entre la punta del pulgar y la punta del menique. Como se muestra en la figura 2.33b.



a) Abducción transpalmar del pulgar articulación (CMC)

b) Abducción-Aducción articulación (CMC)

Figura 2.33: Movimientos de las articulaciones (IF) y (MCM)

*Fuente:*Movilidad del pulgar[30].

2.2.14. Prótesis Robóticas

En términos médicos generales una prótesis es una extensión artificial que reemplaza una parte de cuerpo faltante una prótesis robótica se puede definir como un elemento artificial dotado de cierta autonomía e inteligencia capaz de realizar una función de una parte faltante del cuerpo. Esta autonomía e inteligencia se logra al integrar sensores, procesadores, actuadores, y complejos algoritmos de control[31].

2.2.15. Características

Para el diseño de una prótesis que emule la dinámica del miembro amputado es necesario que el diseño satisfaga ciertas especificaciones, las cuales son:

- **Tamaño:** Las dimensiones de la prótesis deben ser las mismas que las del miembro que sustituyen.
- **Masa:** La masa debe ser igual o menor a la del miembro que sustituye.
- **Velocidad y torque:** La prótesis debería ejecutar los movimientos con una velocidad y torque aproximados al miembro que sustituye.
- **Baterías:** La duración de las baterías de una prótesis robótica debería permitir un funcionamiento de al menos 8 horas para que el usuario no tenga problemas de insuficiencia de energía durante las actividades diarias.
- **Realimentación al Usuario:** La prótesis debe realimentar al usuario informando que la prótesis ha tenido contacto con el ambiente y la intensidad del contacto.

2.2.16. Actuadores

Un actuador es un dispositivo que transforma energía (hidráulica, eléctrica, o neumática), causando un efecto de movimientos lineales o angulares en un sistema automatizado según las ordenes enviadas por la unidad de control. Es importante comprender el funcionamiento de estos para una correcta aplicación cada tipo de actuador posee características diferentes como: potencia, controlabilidad, peso, volumen, precisión, velocidad, mantenimiento y costo, siendo preciso considerarlas para seleccionar el tipo de actuador más apropiado [32]. Los actuadores se clasifican según la energía que utilizan:

- **Actuadores Eléctricos.**-Los actuadores eléctricos se llama así porque transforma la energía proveniente de una fuente eléctrica en energía mecánica estos actuadores son ampliamente utilizados por los diseñadores de prótesis de mano ya que estos presenta numerosas ventajas sobre los distintos tipos de actuadores, entre las que tenemos alta eficiencia gran disponibilidad, fáciles de controlar y los tamaños compactos[33], entre los actuadores eléctricos se tiene: motores de DC, motores a paso, servomotores, motores sin escobillas, motores ultrasónicos.
- **Actuadores Neumático.**- Los actuadores neumáticos utilizan energía almacenada en la presión de un gas para producir un trabajo mecánico el principio de funcionamiento se puede aplicar a cualquier tipo de gas, el que se utiliza en todas las aplicaciones es el aire, son muy seguros ya que al utilizar la energía del aire comprimido no son inflamables. El principio de funcionamiento de los actuadores neumáticos es almacenar energía como presión de aire comprimido y después liberarlo para conseguir un accionamiento, la ventaja frente a los actuadores eléctricos es que se puede conseguir una gran fuerza en un tamaño reducido, a su vez la desventaja es la dificultad del control de la posición y en fuerza por la compresibilidad que tiene los gases[34], entre los actuadores Neumáticos se tiene: válvulas neumáticas, pistones neumáticos, músculos neumáticos.
- **Actuadores Hidráulicos.**-Los actuadores hidráulicos son similares a los actuadores neumáticos en la mayoría de los casos lo único que cambia es el fluido que utilizan para generar el movimiento conservando el principio de funcionamiento, el factor de compresión de un líquido es mucho menor por esta razón cuando se realiza un esfuerzo sobre el actuador, el fluido interior no se comprimirá obteniendo un control de posición más preciso. La principal desventaja frente a los actuadores neumáticos es el mantenimiento ya que una mínima perdida en su circuito implica perdidas de aceite en el entorno de trabajo del robot estos actuadores tienen un uso en robots industriales estáticos, brazos hidráulicos montados, la gran ventaja a partir de un cierto tamaño es que la relación peso/potencia y tamaño/potencial es mucho más beneficiosa frente a motores eléctricos convencionales [34], entre los actuadores hidráulicos se tiene: cilindro hidráulico, motor hidráulico, motor hidráulico de oscilación, válvulas hidráulicas.

2.2.17. Sensores

Un sensor es un dispositivo diseñado para recibir magnitudes físicas del exterior, llamadas variables y transformarlas en otras magnitudes normalmente eléctricas para que sea posible manipularlas y cuantificarlas, estos son indispensables en la automatización de industrias, la robótica, en la medicina, etc. En varios prototipos de prótesis se utilizan sensores de posición y sensores de fuerza:

Sensores de Posición

La función de los sensores de posición es determinar la posición de un determinado objeto en el espacio en relación con un punto de referencia:

Sensores de Efecto Hall

Los sensores de efecto hall son utilizados para medir velocidades de rotación o detectar la posición de un determinado elemento, su principal ventaja es que pueden otorgar datos fiables, a cualquier velocidad de rotación estos son muy utilizados en máquinas, prensas, etc. Los sensores de efecto hall se han convertido en un elemento de todos los motores eléctricos para conocer la posición angular del motor un problema en el uso de estos sensores es la poca precisión para determinar la posición del motor[35].

Sensor de Fuerza

Los sensores de fuerza son utilizados en aplicaciones de fuerza y torsión por el contacto por un objeto la fuerza es la fuerza por lo general se mide con base en un desplazamiento.

Sensor de Fuerza Resistivos

Los sensores de fuerza resistivos puede proporcionar una salida de 0-5V en función de la fuerza aplicada este tipo de sensores tiene una resistencia típica de 100K en reposo y una baja resistencia hasta los 10K cuando se aplica presión sobre el sensor, es útil para detectar presión en determinados puntos como la presión de cierre de una pinza de un robot, trabaja mejor en superficies planas, firmes y lisas[32].

2.2.18. Mecanismos

En la transmisión de movimientos de prototipos de máquinas, robots, prótesis se utilizan mecanismos ya que son dispositivos que pueden convertir un tipo de movimiento a otro, con un mecanismo los movimientos lineal puede transformarse en un movimiento rotacional, un movimiento que se produce en una dirección puede cambiar en otro con una dirección torque y velocidad diferente. Entre los elementos mecánicos encontramos los mecanismos de barras articuladas, tren de engranes, transmisión por correas y cadenas[36].

- **Barras Articuladas.**-Los mecanismos de barras articuladas se caracterizan por que sus elementos rígidos se articulan entre sí para conformar una cadena cinemática como se muestra en la figura 2.34 este mecanismo tiene la capacidad de generar un determinado movimiento, la transmisión de un movimiento inicia a partir de un movimiento inicial aplicado en una barra y se transmite a las demás barras y articulaciones hasta llegar a la barra que genere el movimiento final que dependerá de las características dimensionales de las barras[37].

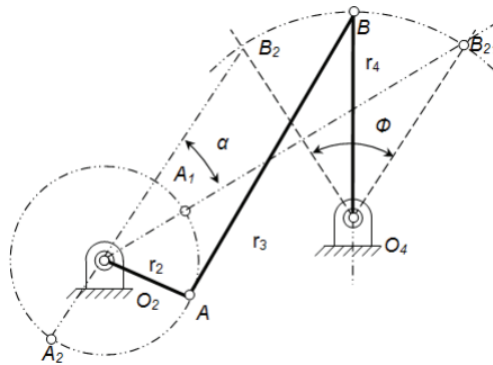


Figura 2.34: Mecanismo de barras articuladas

Fuente: Mecanismos[30]

- **Tren de engranes.**-Los trenes de engranes es una sucesión de dos o más engranes conectados entre sí, son mecanismos muy utilizados para transferir y transformar el movimiento rotacional estos se emplean cuando es necesario obtener un cambio en la velocidad o de torque. Los engranes son ruedas cilíndricas dentadas que transmiten el movimiento de rotación entre ejes paralelos como se muestra en la figura 2.35a, entre ejes que se cortan en el mismo plano como se muestra en la figura 2.35b estos se cortan en un ángulo de 90° dicho ángulo puede variar.[37].

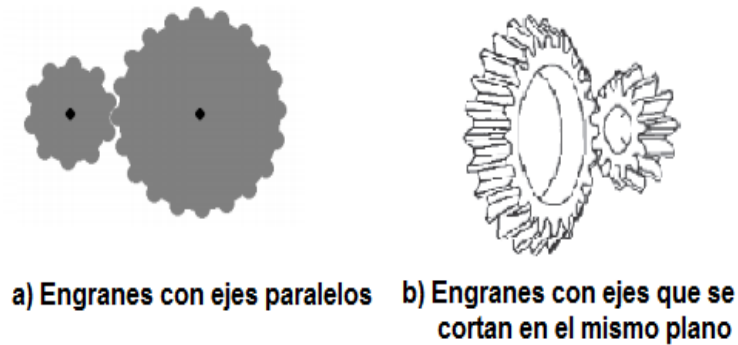


Figura 2.35: Tren de engranes
Fuente: Diseño de una transmisión mecánica[38]

- Transmisión por correas y cadenas.**-La transmisión por correa son en esencia un par de cilindros giratorios separados a una distancia relativamente grande en donde el movimiento de uno de los cilindros se transfiere al otro mediante una correa como se muestra la figura 2.36a pueden operar a altas velocidades de rotación. La transmisión por cadena es similar a la transmisión por correa estas correas trabajan en los dientes de los cilindros rotacionales como se muestran en la figura 2.36b , se emplea cuando se tiene que transmitir grandes potencias, el mecanismo de transmisión de una bicicleta es un ejemplo de transmisión de cadena[37].

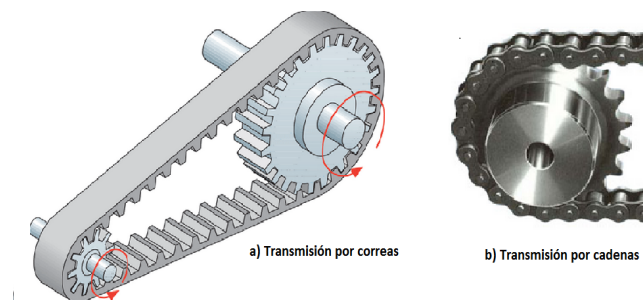


Figura 2.36: Transmisión por correas y cadenas
*Fuente:*Diseño de una transmisión mecánica[38]

2.2.19. Cinemática

La cinemática del robot es la ciencia que estudia su movimiento con respecto a un sistema de referencia, esta ciencia se interesa por la descripción analítica del movimiento espacial del robot como una función del tiempo, en particular por las relaciones entre la posición y orientación del extremo final del robot.

Cinemática Directa

La cinemática directa nos permite determinar la posición y la orientación que adopta el extremo del robot conocidos los ángulos de las articulaciones y los parámetros geométricos de los elementos del mismo, se puede describir la localización de cada uno de los eslabones con respecto a un sistema de referencias fijo, la cinemática directa se reduce a encontrar una matriz homogénea de transformación T que relaciona la posición y orientación del extremo del robot respecto del sistema de referencia fijo ubicado en la base. Para el cálculo de la cinemática directa tenemos los métodos mediante matrices de transformación homogénea y Denavit-Hartenberg[39].

Matriz de transformación homogénea

La matriz de transformación homogénea representa la orientación y posición relativa entre los sistemas asociados a dos eslabones consecutivos del robot se suele denominar matriz ${}^{i-1}A_i$, la posición y orientación del sistema de referencia del primer eslabón con respecto al sistema de referencia en la base se describe como 0A_1 [39].

La posición y orientación del sistema del cuarto eslabón se representa: 0A_4

$${}^0A_3 = {}^0A_1 {}^1A_2 {}^2A_3 {}^3A_4 \quad (2.24)$$

La matriz T se obtiene considerando todos los grados de libertad 0A_n

$$T = {}^0A_n = {}^0A_1 \dots {}^3A_4 \dots {}^4A_n \quad (2.25)$$

La matriz T dependerá de las características geométricas del eslabón correspondiente al grado de libertad q_n .

$$T(q_1..q_n) = {}^0A_n = {}^0A_1(q_1) {}^1A_2(q_2) \dots {}^{n-1}A_n(q_n) \quad (2.26)$$

Denavit Hartenberg

En 1955 Denavit y Hartenberg propusieron un método matricial para establecer de forma sistemática un sistema de coordenadas $\{S_i\}$ ligado a cada eslabón i de una cadena articulada.

Parámetros de Devanit Hartenberg

Los parámetros de Devavit Hartenberg $(\theta_i, d_i, a_i, \alpha_i)$ dependen de las características geométricas de cada eslabón y de las articulaciones que le unen con

el anterior y siguiente , en donde:

- θ_i : Es el ángulo de articulación que forman los ejes X_{i-1} y X_i respecto al eje Z_{i-1}
- d_i : Es la distancia a lo largo del eje Z_{i-1} desde el origen del sistema de coordenadas $i - 1$ hasta la intersección del eje X_i con el eje Z_{i-1} , a lo largo del eje Z_{i-1}
- a_i : Es la distancia desde el origen del sistema de coordenadas i hasta la intersección de los ejes X_i y Z_{i-1} , a lo largo del eje X_i .
- α_i : Es el ángulo de separación del eje Z_{i-1} y el eje Z_i , alrededor del eje X_{i-1} .

La representación de Devanit Hartenberg resulta en una matriz de transformación homogénea 4×4 conocida como ${}^{i-1}A_i$, que describe la relación entre el sistema de coordenadas de cada eslabón.[39]. Como indica la ecuación 2.27

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} \text{Cos}\theta_i & -\text{Cos}\alpha_i \text{Sen}\theta_i & \text{Sen}\alpha_i \text{Sen}\theta_i & a_i \text{Sen}\theta_i \\ \text{Sen}\theta_i & \text{Cos}\alpha_i \text{Cos}\theta_i & -\text{Sen}\alpha_i \text{Cos}\theta_i & a_i \text{Cos}\theta_i \\ 0 & \text{Sen}\alpha_i & \text{Cos}\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.27)$$

Para la representación de Devanit Hartenberg es necesario seguir los siguientes pasos:

1. Numerar los eslabones empezando con el primer eslabón móvil de la cadena y terminando con n que es el último eslabón móvil, se numera como eslabón 0 a la base fija del robot.
2. Numerar cada una de las articulaciones comenzando por la correspondiente al primer grado de libertad.
3. Localizar el eje de cada articulación, eje de rotación o eje de desplazamiento.
4. Para $i = 0, 1, ..n - 1$ situar el eje Z_i sobre el eje de la articulación $i + 1$.
5. Situar el origen del sistema de la base $\{S_0\}$ en cualquier punto del eje Z_0 . Los ejes X_0 e Y_0 se situarán de modo que formen un sistema dextrógiro con Z_0 .
6. Para i de 1 a $n - 1$, situar el sistema $\{S_i\}$ (solidario al eslabón i) en la intersección del eje Z_i con la línea normal común Z_{i-1} y Z_i . Si ambos ejes se cortasen se situaría $\{S_i\}$, en el punto de corte. Si fuese paralelos $\{S_i\}$ se situaría en la articulación $i + 1$.

7. Situar X_i en la línea normal común a Z_{i-1} y Z_i .
8. Situar Y_i de modo que forme un sistema dextrógiro con X_i y Z_i .
9. Situar el sistema de $\{S_n\}$ en el extremo del robot de modo que Z_n coincida con la dirección de Z_{n-1} y Z_n .
10. Obtener θ_i como el ángulo que hay que girar en torno a $Z_i + 1$ para que $X_i + 1$ y X_i queden paralelos.
11. Obtener d_i como la distancia, medida a lo largo de Z_{i+1} , que habría que desplazar $\{S_i + 1\}$ para que X_i y X_{i+1} quedándose alineados.
12. Obtener a_i como la distancia medida a lo largo de X_i que coincidiría con X_{i+1} que habría que desplazar el nuevo $\{S_i + 1\}$ para que su origen coincida con $\{S_i\}$.
13. Obtener α_i como el ángulo que habría que girar en torno a X_i que ahora coincidiría con X_{i+1} para que el nuevo $\{S_{i+1}\}$ coincidiese totalmente con $\{S_i\}$.
14. Obtener las matrices de transformación ${}^{i-1}A_1$
15. Obtener la matriz de transformación que relaciona el sistema de la base con el del extremo del robot $T = {}^0A_1, {}^1A_2, \dots, {}^{n-1}A_n$.
16. La matriz T define la orientación (submatriz de rotación) y posición (submatriz de traslación) del extremo referido a la base en función de las n coordenadas articulares.

Cinemática Inversa

La cinemática inversa consiste en encontrar los valores que deben adoptar las coordenadas articulares del robot $q = [q_1, q_2, \dots, q_n]^T$ para posicionar y orientar el extremo del robot según una localización espacial específica.

Metodos geométricos

Este método se basa en encontrar relaciones geométricas en las que intervengan las coordenadas del extremo del robot, sus coordenadas articulares y las dimensiones físicas de sus elementos. Este método es apropiado para robots de pocos grados de libertad o al considerar los primeros grados de libertad. Para un robot de 3GDL con una configuración como se muestra la figura 2.37 donde el dato de partida son las coordenadas (px, py, pz) [39].

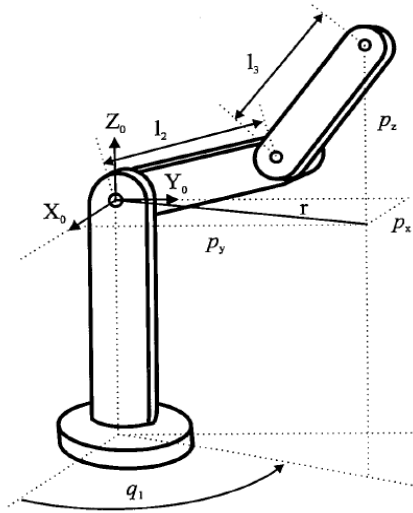


Figura 2.37: Robot de 3GDL
Fuente: Cinematica Inversa [39]

El valor de q_1 se obtiene:

$$q_1 = \text{arctg}\left(\frac{p_y}{p_x}\right) \quad (2.28)$$

Tomando solo los eslabones 2 y el eslabón 3 del robot como se muestra en la figura 2.38 y utilizando el teorema del coseno se obtiene:

$$r^2 = P_x^2 + P_y^2 \quad (2.29)$$

$$r^2 + P_z^2 = l_2^2 + l_3^2 + 2l_2l_3\cos(q_3) \quad (2.30)$$

$$\cos(q_3) = \frac{P_x^2 + P_y^2 + P_z^2 - l_2^2 - l_3^2}{2l_2l_3} \quad (2.31)$$

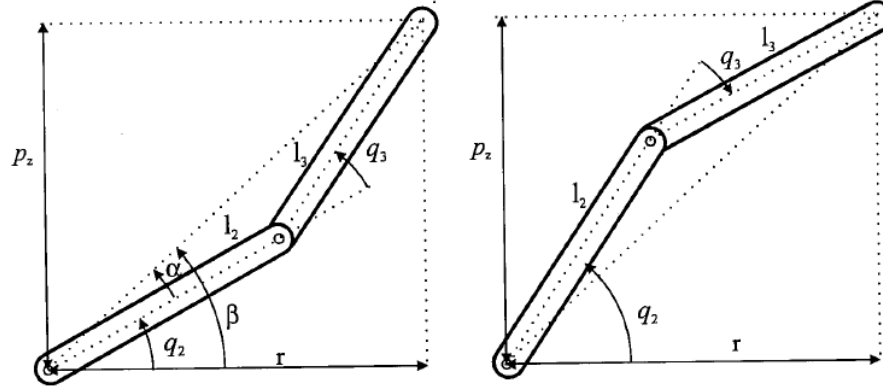


Figura 2.38: Eslabon 2 y 3 del Robot de 3GDL
Fuente: Cinemática Inversa [39]

En donde:

$$\text{sen}(q_3) = \pm \sqrt{1 - \cos^2 q_3} \quad (2.32)$$

$$q_3 = \text{arctg} \left(\frac{\pm \sqrt{1 - \cos^2 q_3}}{\cos q_3} \right) \quad (2.33)$$

El valor q_2 se obtiene a partir de:

$$q_2 = \beta - \alpha \quad (2.34)$$

$$\beta = \text{arctg} \left(\frac{p_z}{r} \right) = \text{arctg} \left(\frac{P_z}{\pm \sqrt{P_x^2 + P_y^2}} \right) \quad (2.35)$$

$$q_2 = \text{arctg} \left(\frac{P_z}{\pm \sqrt{P_x^2 + P_y^2}} \right) - \text{arctg} \left(\frac{l_3 \text{sen} q_3}{l_2 + l_3 \cos q_3} \right) \quad (2.36)$$

El cálculo de q_1 , q_2 , q_3 resuelven el problema cinemático inverso.

2.3. Propuesta de Solución

Se implementó un prototipo de prótesis controlado mediante las ondas cerebrales para mejorar la calidad de vida de las personas que han perdido una extremidad superior de su cuerpo y así puedan tener una vida normal e integrada a la sociedad siendo personas dependientes de sí mismo.

CAPÍTULO 3

Metodología

3.1. Modalidad de la investigación

El presente trabajo se enmarcó dentro del tipo de investigación aplicada, debido a que, busca la resolución de un problema y el desarrollo de ideas para conseguir mejoras e innovaciones en la implementación de prótesis controladas mediante ondas cerebrales, por medio de la puesta en práctica de conocimientos teóricos, para llegar a un diseño esquemático y finalmente a la construcción de un dispositivo electrónico.

La investigación bibliográfica-documental se llevó a cabo al obtener información de libros, revistas científicas, tesis, artículos con lo cual se puede profundizar, ampliar los conocimientos sobre temas determinados.

Se aplicará la investigación experimental debido a que se llevaran a cabo una serie de experimentos para conseguir los resultados deseados.

3.2. Población y Muestra

Por las características de este proyecto no es necesaria la utilización de la población y muestra.

3.3. Recolección de información

Se recopiló información de artículos científicos, tesis, libros, revistas y páginas de Internet que contengan información referente al tema de investigación, así como la guía del tutor y varios profesores de la Facultad de Ingeniería en Sistemas Electrónica e Industrial de la Universidad Técnica de Ambato.

3.4. Procesamiento y análisis de datos

Para el procesamiento y análisis de la información se llevó a cabo los siguientes pasos:

- Revisión de la información obtenida.
- Análisis de la información para obtener conceptos importantes referentes al tema.
- Interpretación de resultados con el apoyo de fundamentos teóricos para cada aspecto del desarrollo del proyecto.

3.5. Desarrollo del proyecto

El desarrollo del proyecto consta de los siguientes pasos:

- Recopilación de información sobre las etapas de adquisición de señales EEG.
- Recopilación de información sobre la estructura y como se generan los diferentes movimientos del brazo.
- Análisis de los ángulos límites que tienen cada una de las articulaciones del brazo.
- Diseño y simulación del circuito de adquisición de señales EEG.
- Selección del software para el procesamiento de las señales EEG.
- Procesamiento de las ondas cerebrales para identificar patrones enfocados en un pensamiento.
- Análisis de patrones enfocados en un pensamiento para generar comandos de control para transmitir las intenciones de usuario.
- Diseño del circuito de alimentación del prototipo de prótesis.
- Investigación de las características de los dispositivos a utilizar para el diseño del prototipo.
- Diseño de piezas para ejecutar los movimiento para el prototipo.
- Construcción del prototipo.
- Realización de pruebas de funcionamiento del prototipo de prótesis controla mediante las ondas cerebrales.

3.6. Recursos

3.6.1. Institucionales

- Laboratorios y biblioteca de la FISEI

3.6.2. Humanos

- Investigador
- Tutor del proyecto

3.6.3. Materiales

- Equipo de computo
- Equipos de laboratorio
- Materiales Electrónicos
- Software
- Libros y manuales especializados

CAPÍTULO 4

Desarrollo de la propuesta

El presente capítulo describe el proceso de diseño y construcción del prototipo de prótesis de brazo que cuenta con 12 grados de libertad y es controlado mediante la actividad eléctrica generada por el cerebro, también se diseñó el circuito de adquisición de señales electroencefalográficas, simulaciones, modelado 3D del prototipo. Este proyecto se realizó con la finalidad de contar con un prototipo de prótesis que emule los movimientos del miembro superior ausente con un grado de movilidad aceptable lo cual ayudara a las personas que hayan perdido una extremidad debido a un accidente o trauma permitiéndoles afrontar su diario vivir debido a que la tarea más sencilla puede volverse complicado con la ausencia de una extremidad y así puedan integrarse a la sociedad en forma normal ya que muchos de ellos son excluidos por la sociedad.

4.1. Análisis de factibilidad

4.1.1. Factibilidad técnica

El desarrollo del presente proyecto de investigación es técnicamente factible, debido a que se cuenta con las herramientas tecnológicas existentes en el mercado.

4.1.2. Factibilidad bibliográfica

El desarrollo del presente proyecto es factible bibliográficamente ya que la información necesaria se encuentra en distintas fuentes como libros, tesis de postgrado, revistas científicas, Artículos científicos referentes al proyecto.

4.1.3. Factibilidad económica

El presente proyecto es económicamente factible puesto que los gastos están al alcance del presupuesto del investigador, varios de los componentes electrónicos a utilizar son más económicos en empresas internacionales.

4.1.4. Análisis de requerimientos del sistema

Para el desarrollo del proyecto investigativo se tiene en cuenta los siguientes requerimientos.

Hardware

- **Electrodos EEG.-** Para la adquisición de señales EEG se necesitan sensores que capten la actividad eléctrica del cerebro, existe una gran variedad de Electrodo EEG con diferentes especificaciones y costos, en la tabla 4.1 se hace una comparación de algunos electrodos.

Tabla 4.1: Comparación de Electrodo EEG

Electrodos	Electrodo Oro	Electrodo Plata	Electrodo OpenEEG
Material	Oro+/oro	Plata+/plata	Metal chapado en oro
Dimensión	10 mm (Diámetro)	9 mm (Diámetro)	15mm x 22mm
Nivel de Captura	μV	μV	μV
Circuito Interno	No	No	Si
Precio	\$30,00	\$20,00	\$12,00

Elaborada por: Investigador

Después de comparar las características que tienen los distintos tipos de electrodos se eligió los electrodos OpenEEG por que tiene incorporado un circuito para mejorar la calidad de la señal además se consideró su bajo costo.

Electrodos OpenEEG

Los electrodos utilizados para los canales de adquisición son Electrodo Activos los cuales llevan incorporado un amplificador con una ganancia unitaria como se muestra en la figura 4.1, lo que permite mejorar la calidad de la señal recibida evitando la aplicación de gel conductor, para la referencia se utilizó un electrodo pasivo el cual es solo un pedazo de metal chapado en oro conectada a un cable blindado como se muestra en la figura 4.2 [40].

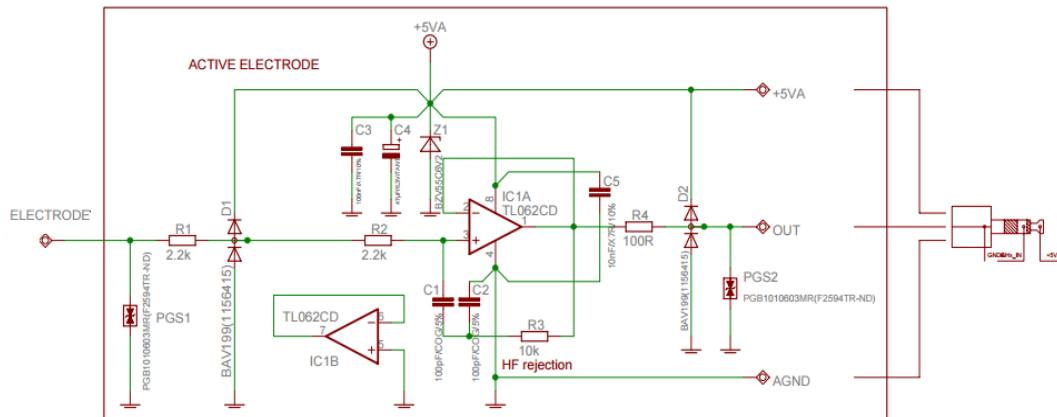


Figura 4.1: Circuito de Electrodo Activo
Fuente: Active Electrodes [41]



Figura 4.2: Electrodo pasivo
Fuente: Passive Electrodes [41]

- **Amplificadores de Instrumentación.**-Existe una gran variedad de amplificadores de instrumentación con diferentes especificaciones y precio en la tabla 4.2 se hace una comparación de algunos de estos.

Tabla 4.2: Comparación de amplificadores de instrumentación

Amplificador de Instrumentación	AD620	INA114	INA126
Rango de ganancia	1 a 10,000	1 a 10000	5 a 10,000
Voltaje de alimentación	± 2.3 a $\pm 18V$	± 2.25 a $\pm 18V$	± 1.35 a $\pm 18V$
Voltaje de Offset	50 μV	50 μV	250 μV
Precio	\$8,00	\$15,00	\$12,00

Elaborada por: Investigador

Después de realizar una comparación de características de los distintos amplificadores de instrumentación se eligió el AD620 por su costo y por su facilidad de adquisición.

- **Arduino.**-Existe una gran variedad de plataformas de arduino con diferentes especificaciones y precio en la tabla 4.3 se hace una comparación de algunos de estos.

Tabla 4.3: Comparación de plataformas Arduino

Modelo	Arduino Uno	Arduino Mega	Arduino Nano
Frecuencia	16Mhz	16Mhz	16Mhz
Pines analógicos	8	16	8
Resolución de pines analógicos	10 – bits	10 – bits	10 – bits
Voltaje de operación	5V	5V	5V
Pines Digitales	14 (6 PWM)	54 (14 PWM)	14 (6 PWM)
Precio	\$25,00	\$.30,00	\$15,00

Elaborada por: Investigador

Después de realizar una comparación de características que tienen algunas de las plataformas de Arduino se optó por elegir el Arduino Nano para el circuito de adquisición de señales EEG debido a su número de pines analógicos ya no es necesario más de dos entradas, para el control del prototipo se optó por elegir Arduino Mega debido a su número de salidas y número de entradas analógicas además se consideró su bajo costo.

Software

- **Matlab.**-Es una herramienta de software matemático que ofrece un entorno de desarrollo integrado (IDE) con un lenguaje de programación propio dicho lenguaje puede ejecutarse tanto en el entorno interactivo, como a través de un archivo de script (archivos *.m), matlab está disponible para plataformas Unix, Windows, Mac, GNU/Linux, matlab posee una alta precisión de cálculo, integra funciones ya desarrolladas, integra gráficas para visualización de datos integración con dispositivos de hardware [42]
- **Inventor.**-El diseño del prototipo se realizó en Inventor que es un software de diseño asistido por computadora que se basa en técnicas de modelado paramétrico, que permite diseñar piezas en 3D que se pueden combinar en un ensamblaje, es un software intuitivo y fácil de manejar además integra funciones avanzadas las cuales facilitan el modelado 3D de piezas, generación de planos [43].

4.2. Ubicación de electrodos EEG sobre el usuario

Los electrodos se ubican de acuerdo al “Sistema internacional de posicionamiento de Electrodo 10-20” utilizando un registro bipolar con un montaje longitudinal cubriendo los dos hemisferios en cada hemisferio, el canal 1 se ubicó en el hemisferio derecho y está formado por el punto C4 y F4 mientras que el canal 2 se ubicó en el hemisferio izquierdo C3 y F3 como se muestra la figura 4.3.

Se seleccionó esta región debido a que esta zona cubre el área pre motora la cual se activa al inicio de todo movimiento voluntario mientras que el área motora primaria se encarga del control de los movimientos.



Figura 4.3: Ubicación de los canales de adquisición
Elaborado por: Investigador

4.3. Diseño del sistema interfaz BCI

El sistema BCI implementado es de tipo endógenos basada en Ritmos Sensorio-motores que son variaciones producidas en las bandas de frecuencia de las ondas Mu (8-10 Hz) y Beta (14-26 Hz) al ejecutar un movimiento o al imaginarlo.

4.3.1. Diseño de la Tarjeta de Adquisición

El diseño de la tarjeta de adquisición de señales EEG está formado por una serie de etapas que son: electrodos EEG, protección, pre-amplificación, amplificación, filtrado, acondicionamiento, además entre cada una de estas etapas se diseñó un filtro pasa alto pasivo como se muestra en la figura 4.4.

Dicha tarjeta cuenta con una etapa digital cuya función es la conversión de señales analógicas a digitales, la tarjeta de adquisición tiene dos canales de entrada y un canal de referencia (tierra). [44].

dianete las ondas cerebrales para mejorar la calidad de vida de las personas que han perdido una extremidad superior de su cuerpo y así puedan tener una vida normal e integrada a la sociedad siendo personas dependientes

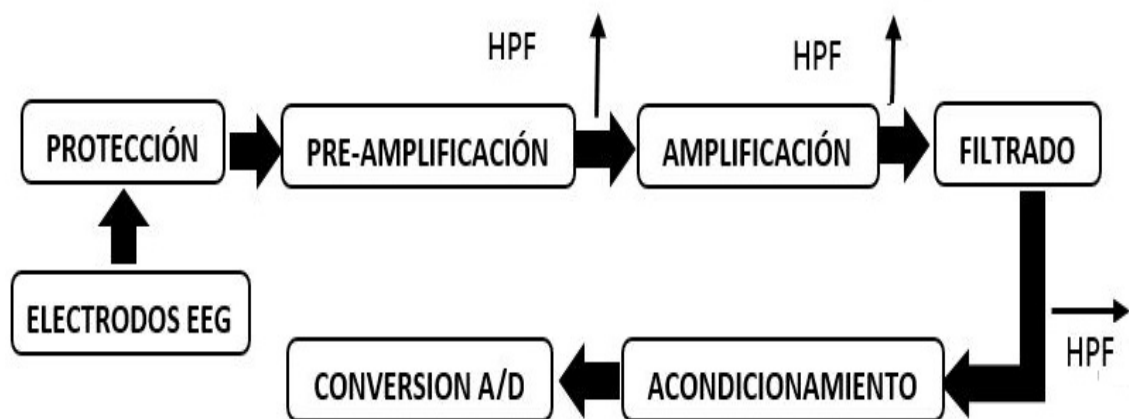


Figura 4.4: Bloques de la tarjeta de adquisición
 Elaborado por: Investigador basado en[44]

Protección

El circuito de protección está formado por un par de transistores NPN y PNP emparejados y ubicados en cada canal, estos transistores permiten el paso de voltajes menores $\pm 0.58V$ como se muestra en la figura 4.5a, estos no conducen es decir actúan como circuitos abiertos con tensiones superiores a $\pm 0.58V$ como se muestra en la figura 4.5b y así limitando el voltaje de entrada protegiendo al usuario y al hardware de altas corrientes o grandes picos de tensión además de proteger a los componentes de cargas electrostáticas[45].

Los transistores emparejados utilizados en el circuito de protección son el 2N3904 que es un transistor NPN y 2N3906 que es un transistor PNP.

En la figura 4.5 se muestra la simulación y verificación del correcto funcionamiento del circuito de protección realizado en Proteus 8.1.

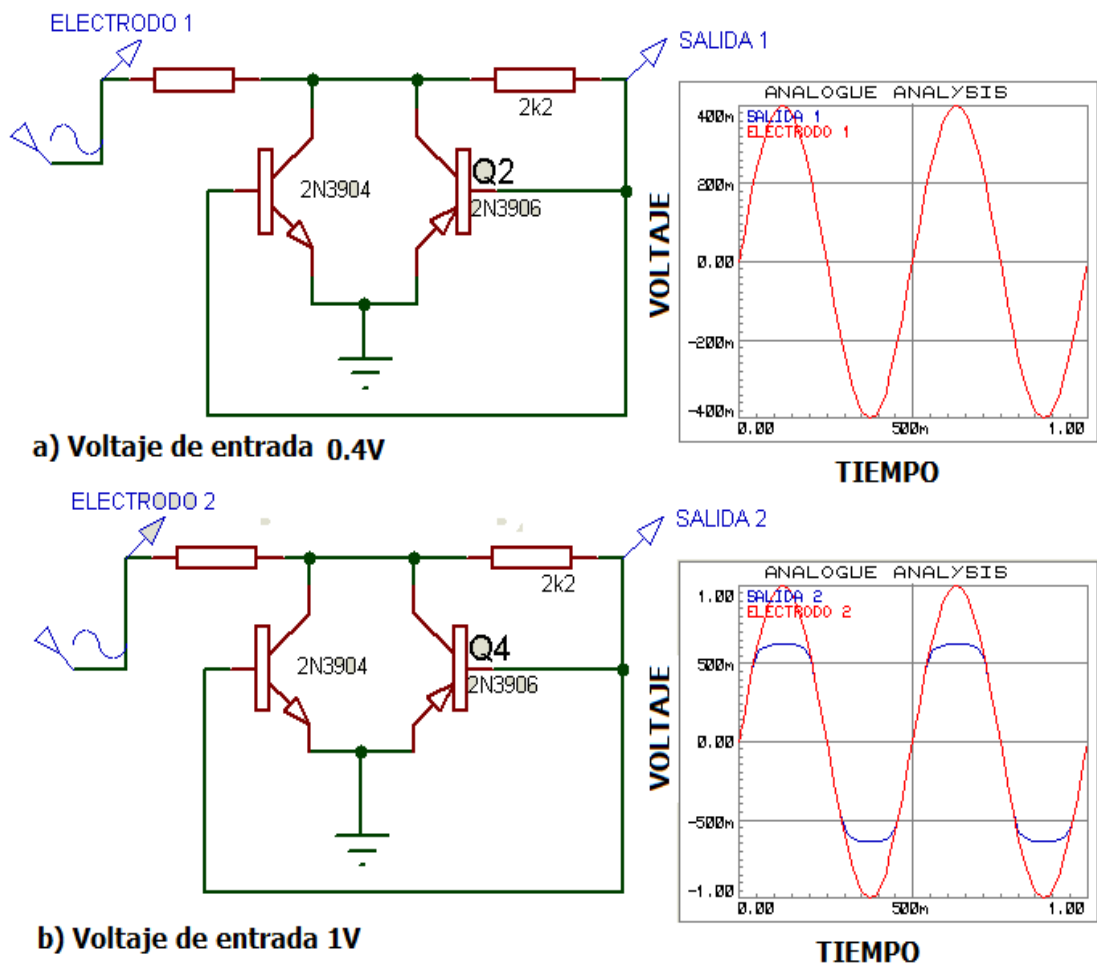


Figura 4.5: Circuito de protección
 Elaborado por: Investigador basado en [45]

Diseño de la etapa de Pre-amplificación

Para el diseño de la etapa de pre-amplificadora se utilizaron amplificadores de instrumentación debido a que las señales de interés son difíciles de registrarlas por la presencia del ruido, se utilizó el AD620 el cual es un amplificador de instrumentación cuya distribución de pines se muestra en la figura 4.6, este C.I es de bajo costo, alta precisión el cual requiere de una resistencia externa para establecer su ganancia entre un rango de 1 a 10,000, además tiene un voltaje de entrada Offset de $50\mu V$, soporta voltajes de alimentación en el rango de $\pm 2,3V$ a $\pm 18V$, El AD620 posee un bajo nivel de ruido y una corriente de $1,3mA$ máxima de alimentación esto lo hace adecuado para adquisición de datos y aplicaciones médicas.

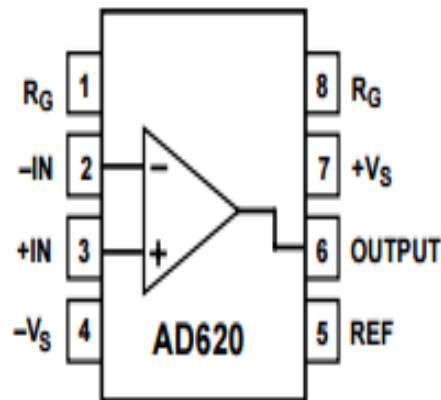


Figura 4.6: Distribución de pines del CI AD620
Fuente: Datasheet

Cálculos del circuito de pre-amplificación

La ganancia del amplificador de instrumentación AD620 se establecerá en 10 veces el valor de entrada para lo cual se calcula la resistencia R_G con la fórmula (2.19), tomando en cuenta que los valores de las resistencias internas equivalentes son: $R_2 = R_3 = 10K\Omega$, $R_1 = 24.7K\Omega$

$$Ad = \left(1 + \frac{2R_1}{R_G}\right) \left(\frac{R_3}{R_2}\right) \quad (4.1)$$

Remplazando los valores de las resistencias internas tenemos:

$$Ad = \left(1 + \frac{49.4K\Omega}{R_G}\right) \quad (4.2)$$

Despejando R_G tenemos:

$$R_G = \left(\frac{49.4K\Omega}{10 - 1}\right) = (5.48K\Omega) \quad (4.3)$$

El valor normalizado de R_G para una ganancia de 10 veces :

- $R_G = 5K\Omega$

En la figura 4.7 se muestra la simulación y verificación del correcto funcionamiento del circuito pre-amplificador con la resistencia calculada anteriormente (R_G) realizado en Proteus 8.1.

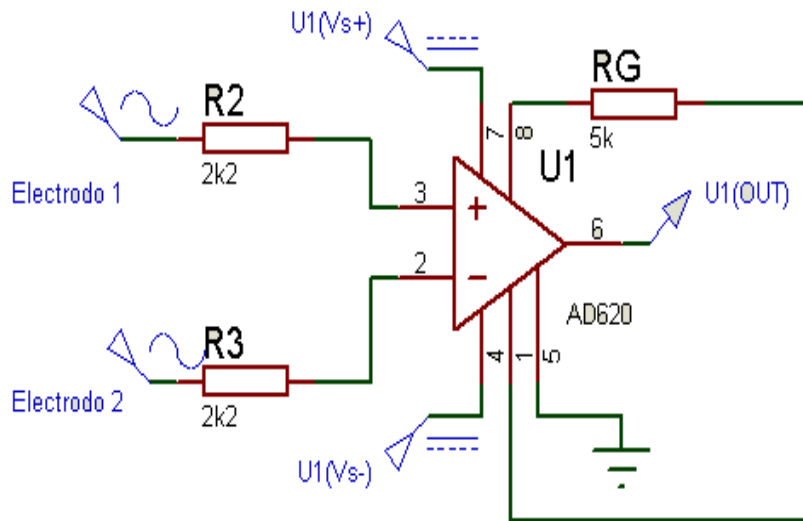


Figura 4.7: Circuito pre-amplificador
 Elaborado por: Investigador

Diseño de la etapa de amplificación

En el diseño de la etapa de amplificación se utilizaron amplificadores operacionales TL074 que es un circuito integrado cuya distribución de pines se muestra en la figura 4.8, este C.I es un dispositivo de bajo costo, alta velocidad, posee cuatro amplificadores en su interior lo que lo hace ideal para utilizarlo en las siguientes etapas reduciendo componentes, soporta voltajes de alimentación de $\pm 18V$, esta etapa tendrá una ganancia de 11 veces la señal de entrada una configuración no-inversora lo que permitirá que la señal de entrada este en fase con la señal de salida.

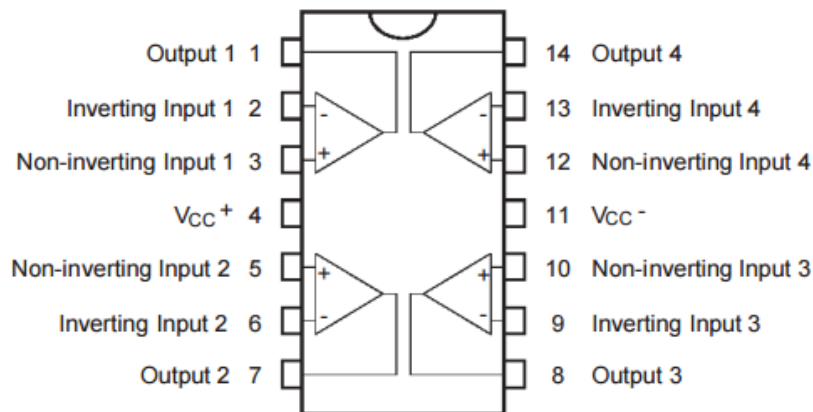


Figura 4.8: Distribución de pines del CI TL074
 Fuente: Datasheet

Cálculos del circuito de amplificación

La ganancia de un amplificador operacional no-inversor se calcula con la formula (2.4) :

$$A_d = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)$$

Con una ganancia de $A_d = 11$ y con el valor de $R_2 = 100K\Omega$ calculamos R_1 :

$$R_1 = \left(\frac{R_2}{A_d - 1}\right) = 10K\Omega$$

El valor de R_1 para una ganancia de 11 veces:

- $R_1 = 10K\Omega$

En la figura 4.9 se muestra la simulación y verificación del correcto funcionamiento del circuito amplificador realizado en Proteus 8.1.

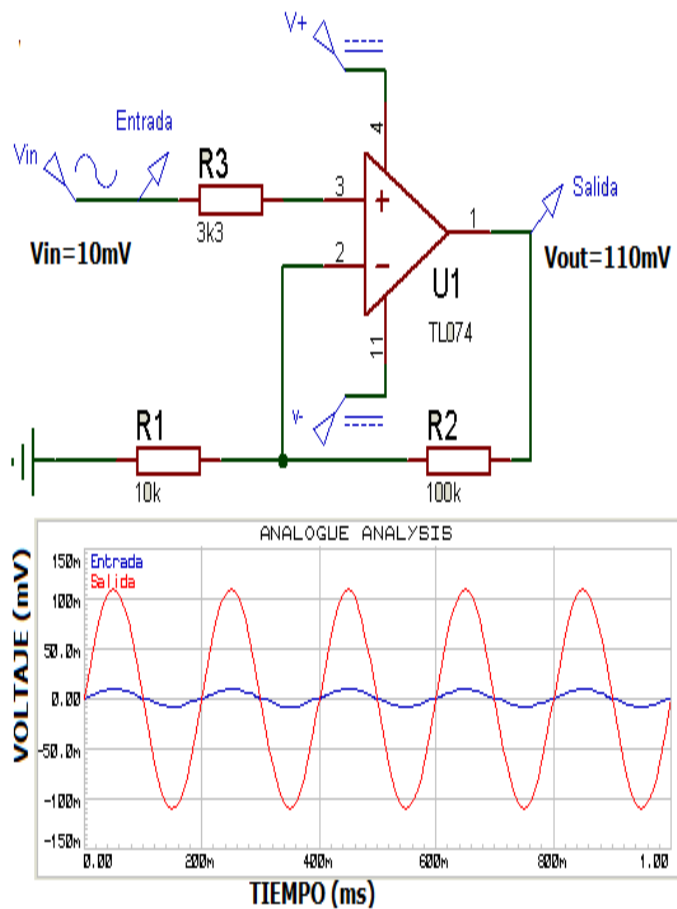


Figura 4.9: Circuito amplificador no inversor
Elaborado por: Investigador

Filtrado

Las señales EEG que son captadas a través de los electrodos no son puras tiene componentes de voltaje continuo (DC), estas señales están en el orden de los micro-voltios(μV) por lo que son susceptibles a interferencias debido a esto se implementarán diferentes filtros: pasa altos, rechaza banda, pasa bajos lo que permitirá limpiar las señales, eliminar cualquier componente de interferencia presente en las mismas además de obtener las señales en un rango de frecuencias entre $0.5Hz$ a $80Hz$, los filtros rechaza banda y pasa bajo se implementaron con el C.I TL074.

Filtro pasa alto

Considerando el rango de frecuencia de las señales EEG se diseñó un filtro RC pasa alto pasivo que se encuentra entre cada etapa con una frecuencia de corte $f_c = 0.5Hz$ como se muestra en la figura 4.10, debido a que las frecuencias que más problemas pueden presentar son menores a la f_c , este filtro permite atenuar la componente de voltaje continuo (DC) presentes en las señales EEG.[46].

Cálculos del circuito del filtro pasa alto

La frecuencia de corte de un filtro se calcula con la siguiente formula:

$$f_c = \left(\frac{1}{2\pi RC} \right) \quad (4.4)$$

El valor del capacitor se establece en $10\mu f$ para determinar el valor de la resistencia:

$$R = \left(\frac{1}{2\pi * (10\mu f) * 0.5Hz} \right) = 31.8K\Omega \quad (4.5)$$

El valor normalizado de R para una frecuencia de corte $0.5Hz$:

- $R_1 = 33K\Omega$

En la figura 4.10 se muestra la simulación y verificación del correcto funcionamiento del filtro pasa alto realizado en Proteus 8.1.

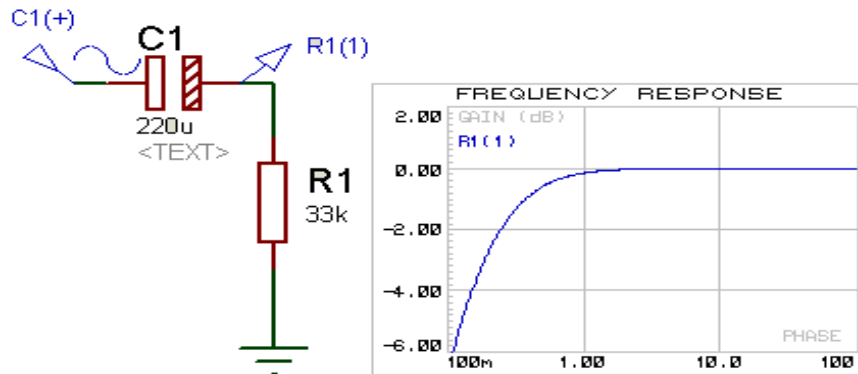


Figura 4.10: Circuito de Filtro pasa alto pasivo
 Elaborado por: Investigador

Filtro rechaza banda

Debido a que las señales EEG son afectadas por el ruido de la alimentación de la red eléctrica, ruidos generados por otro tipo de instrumentos que se encuentren en una frecuencia de 60HZ , se diseñó un filtro rechaza banda (Notch) con una topología sellen-key de segundo orden con una frecuencia de corte de 60HZ , como se muestra en la figura 4.11, el cual se encarga de rechazar el ruido de 60HZ proveniente de la red eléctrica para obtener una señal pura de distorsiones.

Cálculos del circuito de filtro rechaza banda

La frecuencia de corte se calcula mediante la siguiente formula:

$$f_c = \left(\frac{1}{2\pi R_1 C_1} \right) \quad (4.6)$$

El valor del capacitor C_1 y C_2 se establece en $1\mu\text{f}$ para determinar el valor de la resistencia:

$$R = \left(\frac{1}{2\pi(60\text{Hz})(1\mu\text{f})} \right) = 2.652\text{K}\Omega \quad (4.7)$$

El valor normalizado de R_1 y R_2 para una $f_c = 60\text{HZ}$:

- $R_1 = R_2 = 2.7\text{K}\Omega$

El valor del capacitor C_1 y R_3 se calcula mediante las siguientes formulas:

$$C_3 = 2 * C_1 = 2\mu\text{f} \quad (4.8)$$

$$R_3 = R_1/2 = 1.35\text{K}\Omega \quad (4.9)$$

En la figura 4.11 se muestra la simulación y verificación del correcto funcionamiento del filtro rechaza banda realizado en Proteus 8.1.

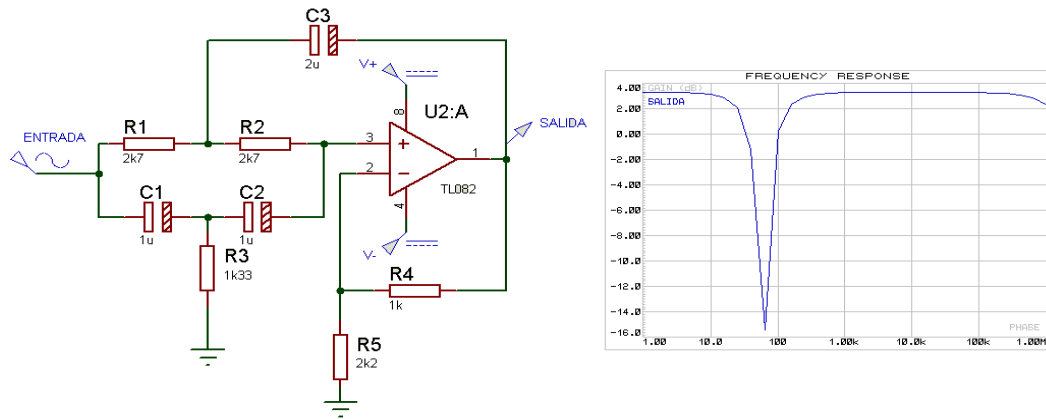


Figura 4.11: Circuito de Filtro rechaza banda Sallen-Key
Elaborado por: Investigador

Filtro pasa bajo

Debido a el rango de frecuencias de las señales EEG se diseñó un filtro pasa bajo activo de segundo orden tipo Butterworth con una frecuencia de corte de 80HZ , como se muestra en la figura 4.12, dicho filtro permitirá captar las señales en el ancho de banda requerido a su vez eliminando la interferencias provocadas por frecuencias mayores a 80HZ [46].

Cálculos del circuito de filtro pasa bajo

La frecuencia de corte se calcula mediante la siguiente formula:

$$f_c = \left(\frac{1}{2\pi R \sqrt{C_1 C_2}} \right) \quad (4.10)$$

Para determinar el valor de R_1 y R_2 se establece el valor de los capacitores $C_1 = 1\mu\text{f}$, $C_2 = 2\mu\text{f}$:

$$R = \left(\frac{1}{2\pi f_c \sqrt{C_1 C_2}} \right) = 1.4\text{K}\Omega \quad (4.11)$$

El valor normalizado de R_1 y R_2 para una $f_c = 80\text{HZ}$:

- $R_1 = R_2 = 1.5\text{K}\Omega$

En la figura 4.12 se muestra la simulación y verificación del correcto funcionamiento del filtro pasa bajo realizado en Proteus 8.1.

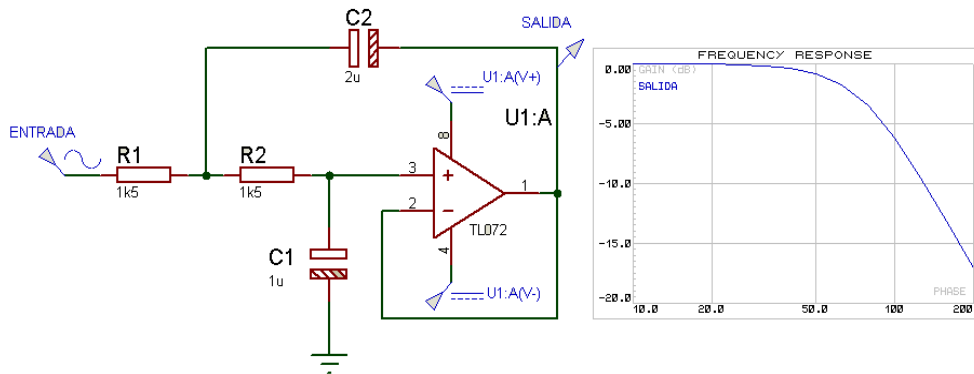


Figura 4.12: Circuito de Filtro pasa bajo
 Elaborado por: Investigador

Acondicionamiento de señales EEG

Para el acondicionamiento se utilizó un sumador no inversor con una ganancia unitaria el cual suma un voltaje continuo a la señal como se muestra en la figura 4.13 lo que permite desplazar la señal para que esta tenga valores positivos en un rango de 0 a 5 voltios para evitar daños en el microcontrolador debido a un voltaje negativo, este acondicionamiento se realizó en los dos canales.

En la figura 4.13 se muestra la simulación y verificación del correcto funcionamiento del circuito de acondicionamiento de señales EEG realizado en Proteus 8.1.

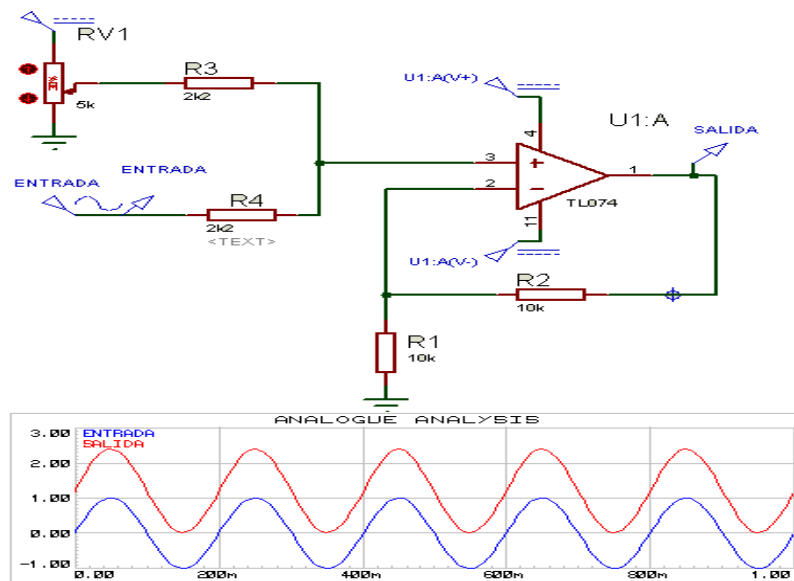


Figura 4.13: Circuito de Acondicionamiento de señales
 Elaborado por: Investigador

Electrodo de Referencia

El circuito de referencia tiene como objetivo atenuar el voltaje de modo común (CMRR) permitiendo que las tensiones iguales sean cero este circuito está formado por un seguidor de tensión y un circuito integrador como se muestra en la figura 4.14.

El funcionamiento de dicho circuito es obtener el valor promedio de la tensión en modo común mediante el circuito integrador invertirla y realimentar el cuerpo del usuario por medio del electrodo de referencia, generando corrientes de igual magnitud a las generadas por el modo común en sentido opuesto. El circuito limita la corriente que circula por el usuario dicha corriente puede tener un máximo de $50\mu A$, según los estándares de la IEC (International Electrotechnical Commission), para este diseño se calculara una corriente máxima de $\frac{5V}{330K\Omega} = 15\mu A$ [47], el esquema de la tarjeta de adquisición se encuentra en el anexo A

En la figura se muestra la simulación y verificación del correcto funcionamiento del circuito de referencia realizado en proteus 8.1.

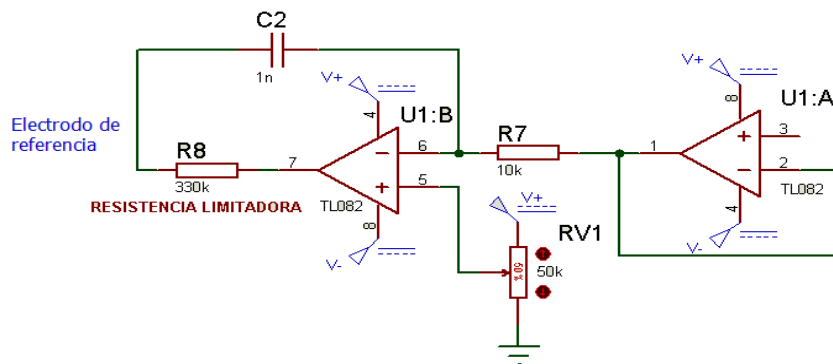


Figura 4.14: Circuito de Referencia
Fuente: Circuito DRL[47]

Fuente de Alimentación

La tarjeta de adquisición utiliza como alimentación cuatro baterías de LiPo 3.7V 1400mAh debido a que los componentes de la tarjeta de adquisición funcionan con un voltaje simétrico lo cual se obtiene conectando las baterías como se muestra en la figura 4.15, lo que permite mejorar la seguridad del usuario evitando el contacto con la red eléctrica, el uso de una batería evita la necesidad del uso de transformadores, capacitores y bobinas reduciendo así el ruido producido por los mismos.

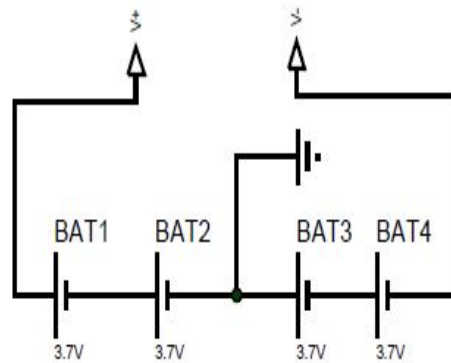


Figura 4.15: Conexión de baterías
Elaborado por: Investigador

Conversor Analógica / Digital

La conversión analógica/digital (A/D) se realizó con una tarjeta electrónica conocida como arduino Nano la cual tiene 14 pines digitales de entrada/salida, de los cuales 6 pueden ser utilizadas como salidas PWM, tiene 8 entradas analógicas con 10-bits de resolución un oscilador de 16MHz, un botón de reinicio, como elemento principal esta tarjeta electrónica está basada en un microcontrolador Atmega168 o ATmega328 como se muestra en la figura 4.16.

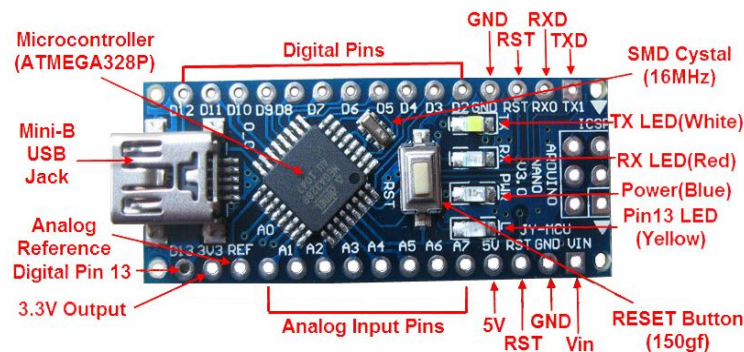


Figura 4.16: Arduino Nano
Fuente: Arduino[48]

El atmega 328 es un microprocesador de alto rendimiento el conversor ADC tiene una resolución de 10 bits que permiten niveles de voltaje entre 0 a 1023 (5V), el ADC tiene un circuito de muestreo y retención que se asegura que la tensión de entrada en el ADC se mantiene a un nivel constante durante la conversión el diagrama de bloques del ADC se encuentra en anexo B.

La selección del canal de entrada analógico así como el voltaje de referencia se configura escribiendo en el registro **ADMUX-ADC Multiplexer Selection Register** formado por 8 bits como se muestra en la figura 4.17, los bits REFS1, REFS0 seleccionan el voltaje de referencia para la conversión, los bits MUX0, MUX1,...MUX3 seleccionan los canales analógicos de entrada.

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0	
(0x7C)	REFS1	REFS0	ADLAR	-	MUX3	MUX2	MUX1	MUX0	ADMUX
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R	R/W	R/W	R/W	R/W	
Initial Value	0	0	0	0	0	0	0	0	

Figura 4.17: Registro ADMUX
Fuente:Datasheet

En la tabla 4.4 se encuentran las distintas configuraciones de voltaje de referencia en este caso el voltaje de referencia es interno por lo que se escribe en el registro REFS1 =0 y REFS=0

Tabla 4.4: Selección del Voltaje de Referencia

REFS1	REFS0	Voltage Reference Selection
0	0	AREF, Internal V_{ref} turned off
0	1	AV_{cc} with external capacitor at AREF pin
1	0	Reserved
1	1	Internal 1.1V Voltage Reference with external capacitor at AREF pin

Fuente:Datasheet

En la tabla 4.5 se encuentran las distintas configuraciones para seleccionar los canales analógicos, los bits MUX0,..., MUX3 seleccionan el canal de entrada analógico en este caso se escribe en el registro 0000 y 0001 para los canales 0 y 1 respectivamente.

Tabla 4.5: Selección de canales analógicos

MUX3..0	Single Ended Input
0000	ADC0
0001	ADC1
:	:
:	:
1000	ADC8

Fuente:Datasheet

En la tabla 4.6 se encuentran las distintas configuraciones para seleccionar el pre-escalar, el módulo ADC cuenta con un pre-escalar (factor de división entre la frecuencia XTAL y la frecuencia de reloj ADC), la cual se establece con la combinación binaria de los bits ADPS2, ADPS1, ADPS0 del registro **ADCSRA – ADC (Control and Status Register A)**, si se tiene un $XTAL = 16MHz$ y el rango de frecuencia de $50KHz - 200KHz$ y elegimos un pre-escalar de 128 por lo tanto $F_{ADC} = 16/128 = 125KHz$.

Tabla 4.6: Selección de prescalar

ADPS2	ADPS1	ADPS0	División Factor
0	0	0	2
0	0	1	2
0	1	0	4
0	1	1	8
1	0	0	16
1	0	1	32
1	1	0	64
1	1	1	128

Fuente: Datasheet

4.3.2. Construcción de la Tarjeta de adquisición

Una vez finalizado el diseño y simulación de las diferentes etapas de la tarjeta de adquisición para señales EEG se realizó el diseño de la PCB (Printed Circuit Board), del prototipo de la tarjeta de adquisición el cual se desarrolló en Proteus como un shield para la tarjeta de Arduino Nano, el cual tiene dos canales que cuentan con todas las etapas vistas previamente en su diseño. Además el prototipo se realizó a doble cara lo que permitió reducir su tamaño considerablemente, este prototipo mide 101.5 mm de largo y 60.4 mm de alto, el diseño de la PCB se encuentra en el anexo C.

4.3.3. Programación del sistema BCI

El funcionamiento del sistema BCI consiste en la adquisición de las señales EEG por un periodo de tiempo de 20 seg, segmentadas en intervalos de 2 seg posteriormente se procedió a procesar las señales EEG para eliminar señales no deseadas una vez eliminadas se extraen las características correspondientes a un patrón o clase para luego clasificarlas y convertirlas en comandos de control para que el dispositivo final en este caso el prototipo de prótesis ejecute el correspondiente movimiento el diagrama de flujo del sistema BCI se muestra en la figura 4.18.

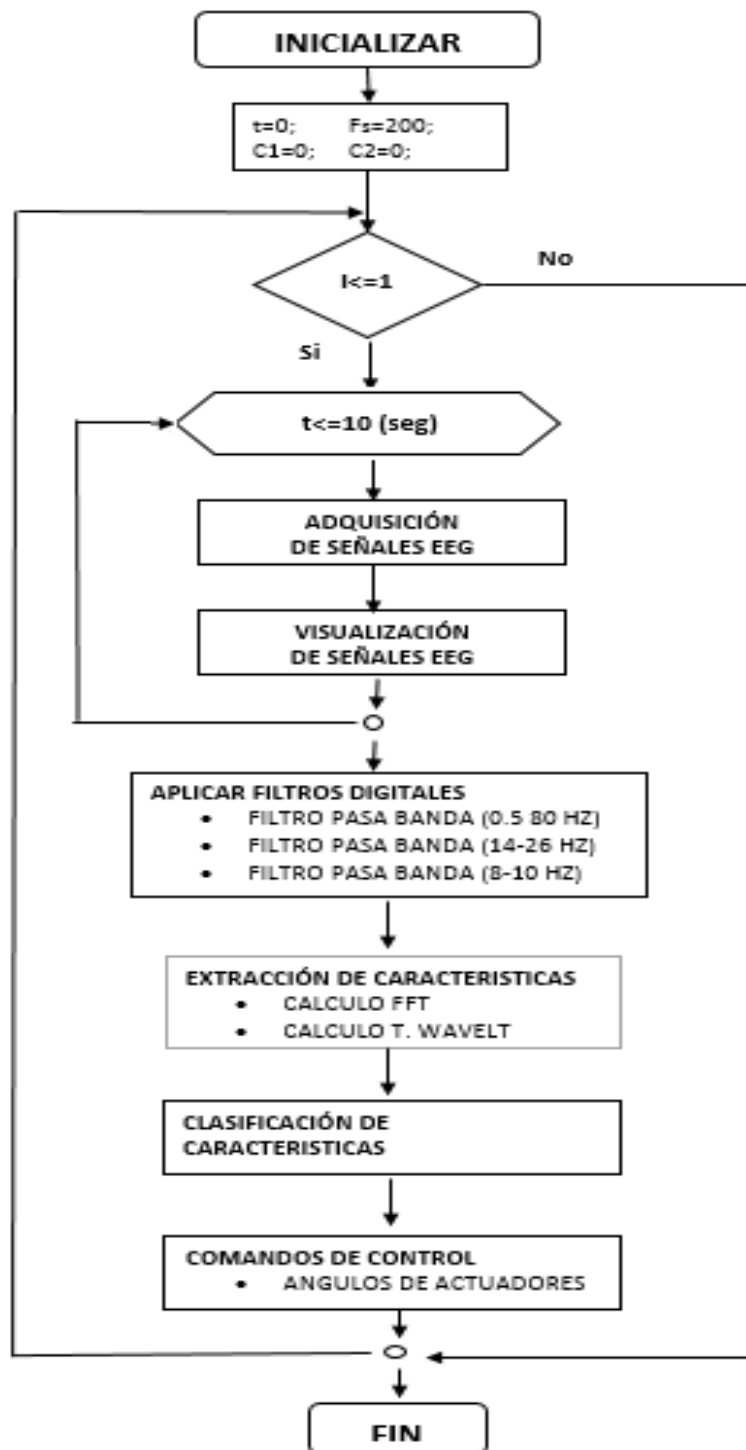


Figura 4.18: Diagrama de flujo del sistema BCI
Elaborado por: Investigador

a.-Adquisición y visualización de señales EEG

Para comenzar el proceso de adquisición y visualización de las señales EEG es necesario programar la tarjeta arduino configurando la velocidad de comunicación en (9600 Baudios), leer las entradas analógicas de la tarjeta arduino utilizando el comando **analogRead**, almacenar estas lecturas en variables para ser enviadas a matlab, el código para la adquisición de señales EEG en arduino se encuentra en el anexo D.

Para recibir datos de las señales EEG en Matlab es necesario primero crear un objeto serial el cual puede llevar cualquier nombre en este caso **puerto** , en el cual se debe establecer la velocidad de comunicación (**9600 Baudios**) así como el puerto de comunicación, una vez establecida la comunicación entre Matlab y Arduino configuramos el tiempo de captura de las señales, se crean las variables tipo vector en donde se almacenaran los datos enviados por el arduino el código para visualizar las señales EEG se encuentra en el anexo D.

Una vez programada la tarjeta arduino y el programa en matlab se puede la visualizar de las señales EEG en los dos canales en un tiempo de captura de 10 segundos como se muestra en la figura 4.19.

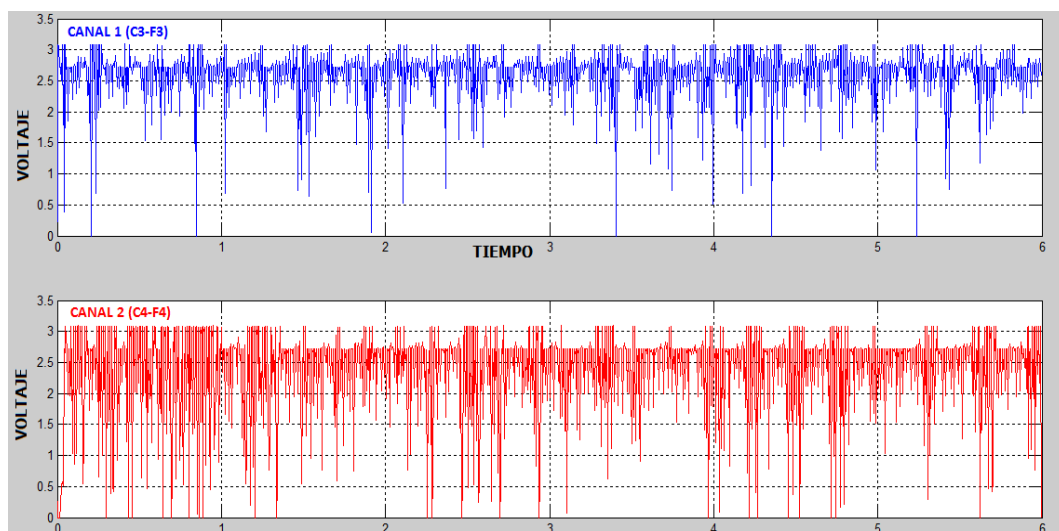


Figura 4.19: Señales EEG
Elaborado por: Investigador

b.- Pre-procesado de señales EEG

Antes de filtrar las señales se debe tener en cuenta que la tarjeta de adquisición cuenta con un circuito de acondicionamiento el cual suma una componente Dc la cual se debe eliminar para evitar distorsiones para lo cual se utiliza siguiente línea de código:

```
>> EEG = canal1 - mean(canal1);
```

Donde la variable canal 1 es el vector que contiene los datos de adquisición referentes a este canal, el comando “mean” devuelve el valor medio de los datos registrados por este canal que corresponden a la componente de DC, para eliminar la componente dc es necesario restar los datos de adquisición registrados en este canal con el valor medio de estos datos con lo que se obtiene una señal sin componente Dc como se muestra en la figura 4.20, este proceso se debe realizar en todos los canales de adquisición.

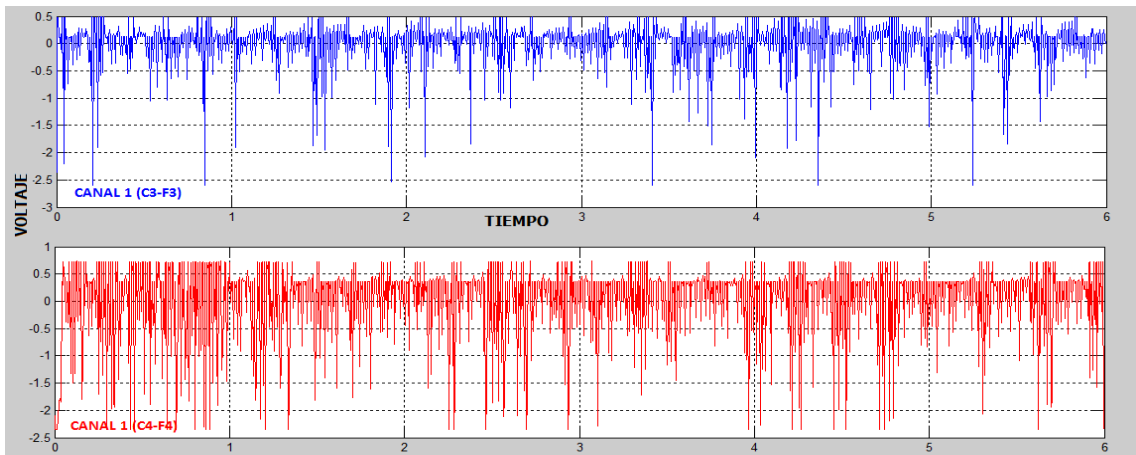


Figura 4.20: Señales EEG sin componente DC
Elaborado por: Investigador

- **Filtro Pasa Banda.**-Se implementó un filtro digital butterworth pasa banda con frecuencias de corte de 0.5 a 80Hz dado que las señales EEG están dentro de este rango eliminado así ruidos y señales innecesarias, dicho filtro será de orden 10 lo cual se estableció mediante el método de prueba y error para implementar el filtro se utilizó la siguiente línea de código.

```
>> [b, a] = butter(n, Wn, 'ftype');
```

Donde n es el orden del filtro, W_n es la frecuencia normalizada de corte, 'ftype' determina el tipo de filtro en este caso se utilizó filtros pasa banda, el código del filtro se encuentra en el anexo E.

Una vez implementados los filtros se puede comprobar el funcionamiento de dichos filtros mediante la transformada rápida de Fourier (FFT), las frecuencias para las cuales se diseñaron los filtros se han atenuado como se muestra la figura 4.21.

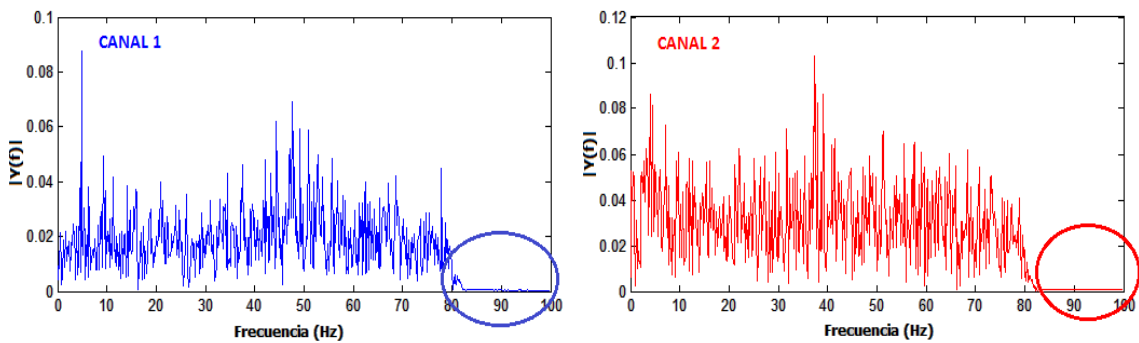


Figura 4.21: FFT de las señales EEG
Elaborado por: Investigador

Se implementaron filtros pasa banda con la finalidad de separar los ritmos mu ($8 - 10 \text{ Hz}$) los cuales se atenúan durante un movimiento o intento de movimiento de una extremidad no se atenúa con la apertura de los párpados y beta ($14 - 26 \text{ Hz}$) que están presentes en el pensamiento activo, atención activa, el código se encuentra en el anexo E. Una vez implementados los filtros pasa banda en los dos canales con el objetivo de realizar un análisis mas profundo en busca de características puntuales se puede visualizar las ondas beta y mu separadas como se muestra en la figura 4.22.

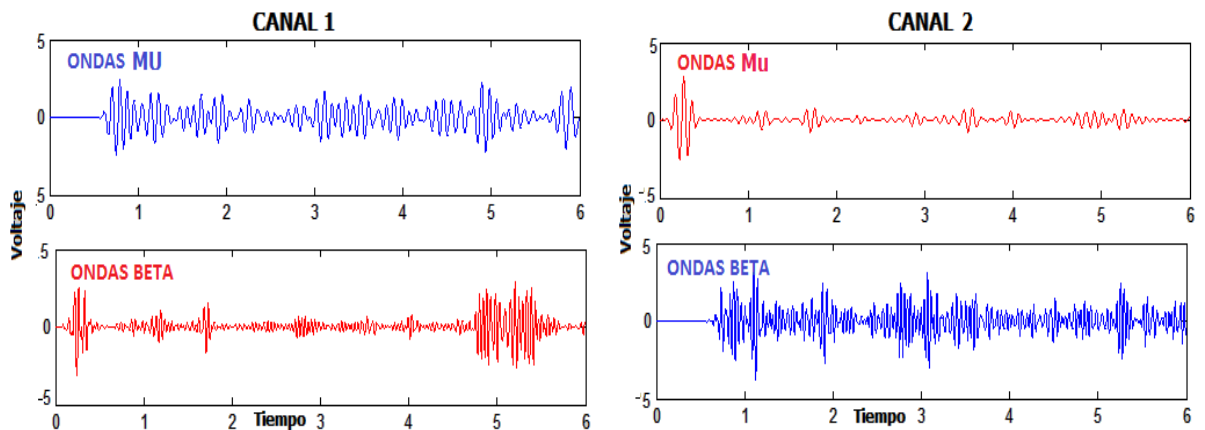


Figura 4.22: Ondas Mu y Ondas Beta
Fuente: Elaborado por el autor

c.-Extracción de características

Una vez que las frecuencias innecesarias han sido eliminadas es posible iniciar con el proceso de identificar y extraer características relevantes correspondientes a un patrón para lo cual se inició con un análisis visual de las señales sobre un canal para encontrar diferencias entre una señal obtenida en estado de relajación, frente a una señal generada al imaginar un movimiento en concreto, la extracción de características se pueden realizar ya sea en el dominio de la frecuencia, en el dominio del tiempo y/o en el dominio de tiempo-frecuencia permitiendo encontrar la información más relevante.

Las ondas mu tiene una mayor amplitud y una mayor presencia mientras que las ondas beta tiene poca presencia en el estado de relajación como se muestra en la figura 4.23a mientras que al imaginar un movimiento en concreto las ondas beta tiene mayor presencia mientras que disminuye la presencia de las ondas mu como se muestra en la figura 4.23b, la señal generada al imaginar un movimiento presenta variaciones en los picos de voltaje además de variaciones de frecuencia con respecto a la señal generada en estado de relajación tomado en cuenta esas diferencias entre las dos señales se implementaran los distintos métodos antes mencionados.

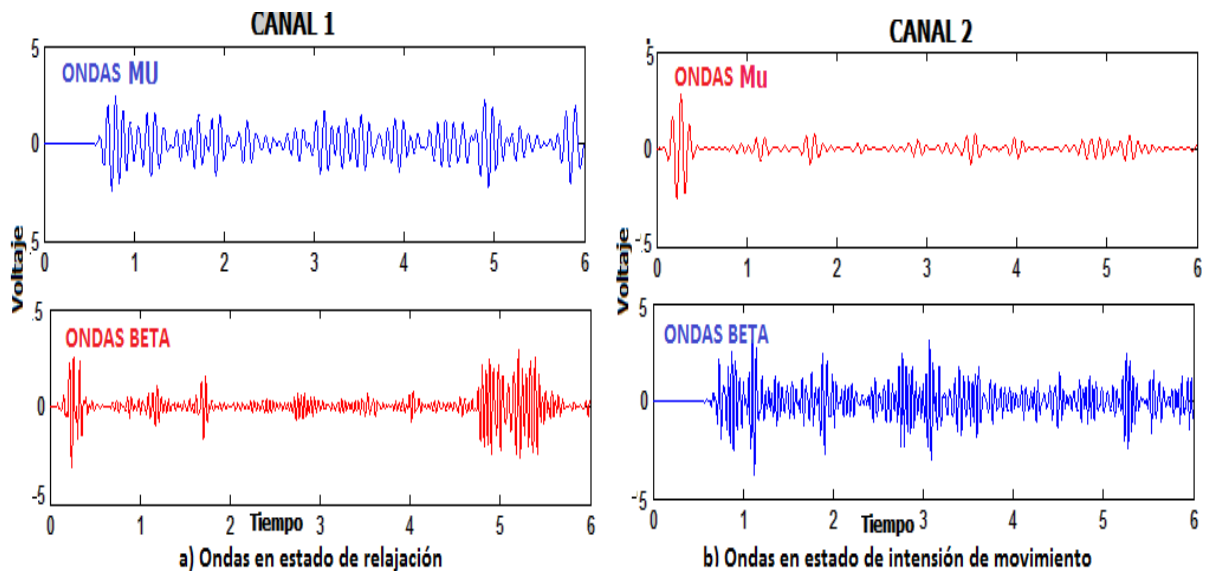


Figura 4.23: Comparación entre estado de relajación e Imaginación

Elaborado por: Investigador

Transformada de Fourier

Permite visualizar y analizar los componentes de frecuencia así como la respectiva amplitud que presentan las señales EEG en código se encuentra en el Anexo F, una vez implementada la FFT se puede visualizar el estado de relajación y la imaginación de un movimiento con el objetivo de analizar e identificar las distintas características que sean relevantes entre estos estados como se muestra en la figura 4.24.

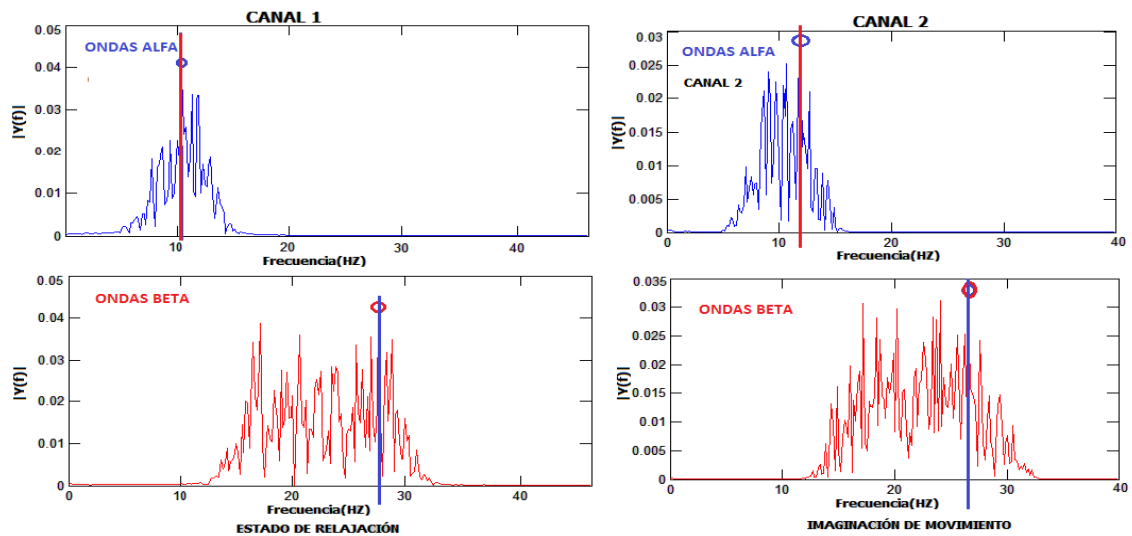


Figura 4.24: Identificación de características con FFT
Elaborado por: Investigador

Analizadas las diferencias entre el estado de relajación y la imaginación de movimientos se puede visualizar que existen picos con una amplitud diferente considerando así al pico máximo de la transformada de Fourier y a su frecuencia correspondiente como una característica, otra característica a considerar es el promedio del espectro de frecuencia.

Transformada Wavelet

Es una herramienta para el análisis tiempo-frecuencia de señales, permite descomponer una señal o función en varios componentes de frecuencia, el análisis consiste en descomponer la señal (S) en dos señales una de baja frecuencia denominada aproximación (A1) y la otra de alta frecuencia denominada detalle (D1).

La aproximación (A1) se puede dividir en una aproximación A2 y a su vez en un detalle D2 esto se puede realizar las veces que sean necesarias [49] como se muestra la figura 4.25.

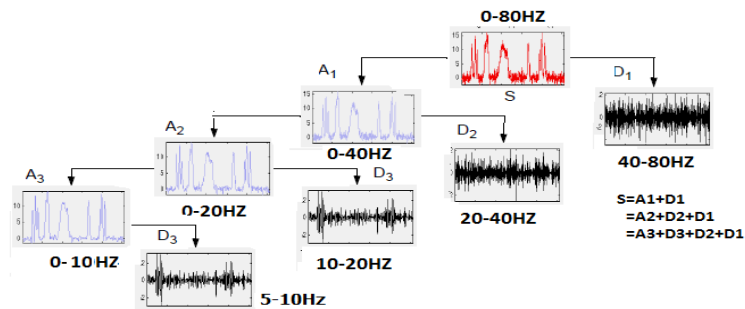


Figura 4.25: Descomposición de Wavelet de EEG
 Elaborado por: Investigador

Se implemento una transformada Wavelet con una descomposición de 4 niveles de las señales de estudio en este caso los ritmos Mu y Beta el código se muestra en el anexo G. En la figura 4.26 se puede visualizar la descomposición de 4 niveles de la señal donde los detalles d1,d2,d3,d4 son las componentes de alta frecuencia de la señal y a4 corresponde a la componente de baja frecuencia la suma de estas componentes da como resultado la señal original al analizar la descomposición de señales entre los distintos estados mentales se visualizan diferencias de amplitud en los picos máximos de señal, por lo tanto las señales tendrán una distribución de energía diferente.

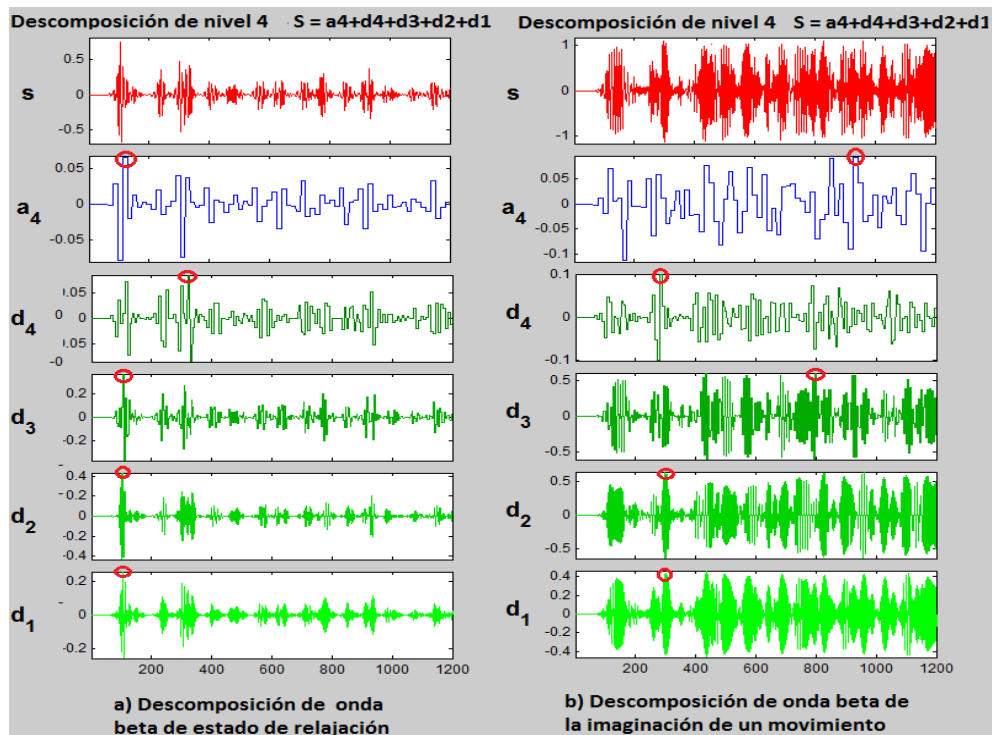


Figura 4.26: Identificación de características con transformada Wavelet
 Elaborado por: Investigador

Considerando las diferencias entre los distintos estados mentales se tomo como características el promedio de los picos máximos de cada nivel y la energía de la señal detalle (D3) en el caso de las ondas beta para las ondas mu se obtubo la energia de la señal detalle (D4) debido a que este nivel se encuentran las ondas Mu.

Características de los movimientos del prototipo

Una vez identificadas las características entre los diferentes estados se obtuvieron las características para los siguientes movimientos como se muestran en las figuras 4.27 y 4.28

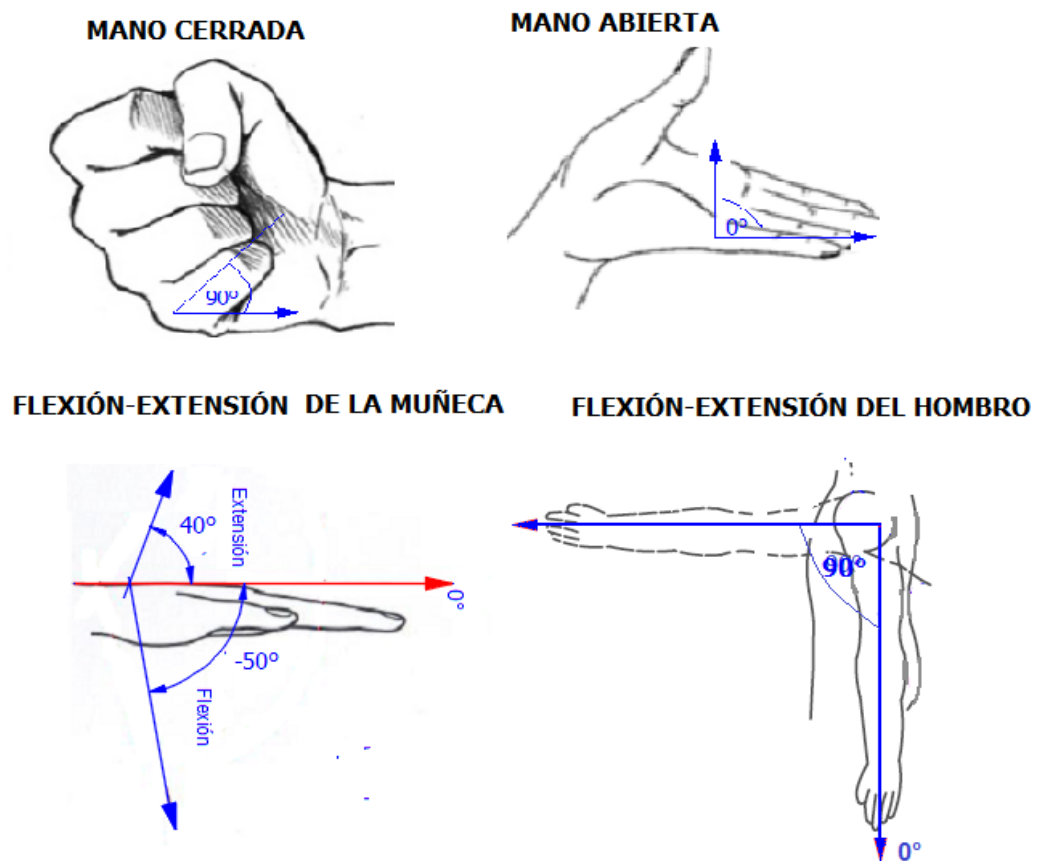


Figura 4.27: Movimientos del prototipo
Elaborado por: Investigador

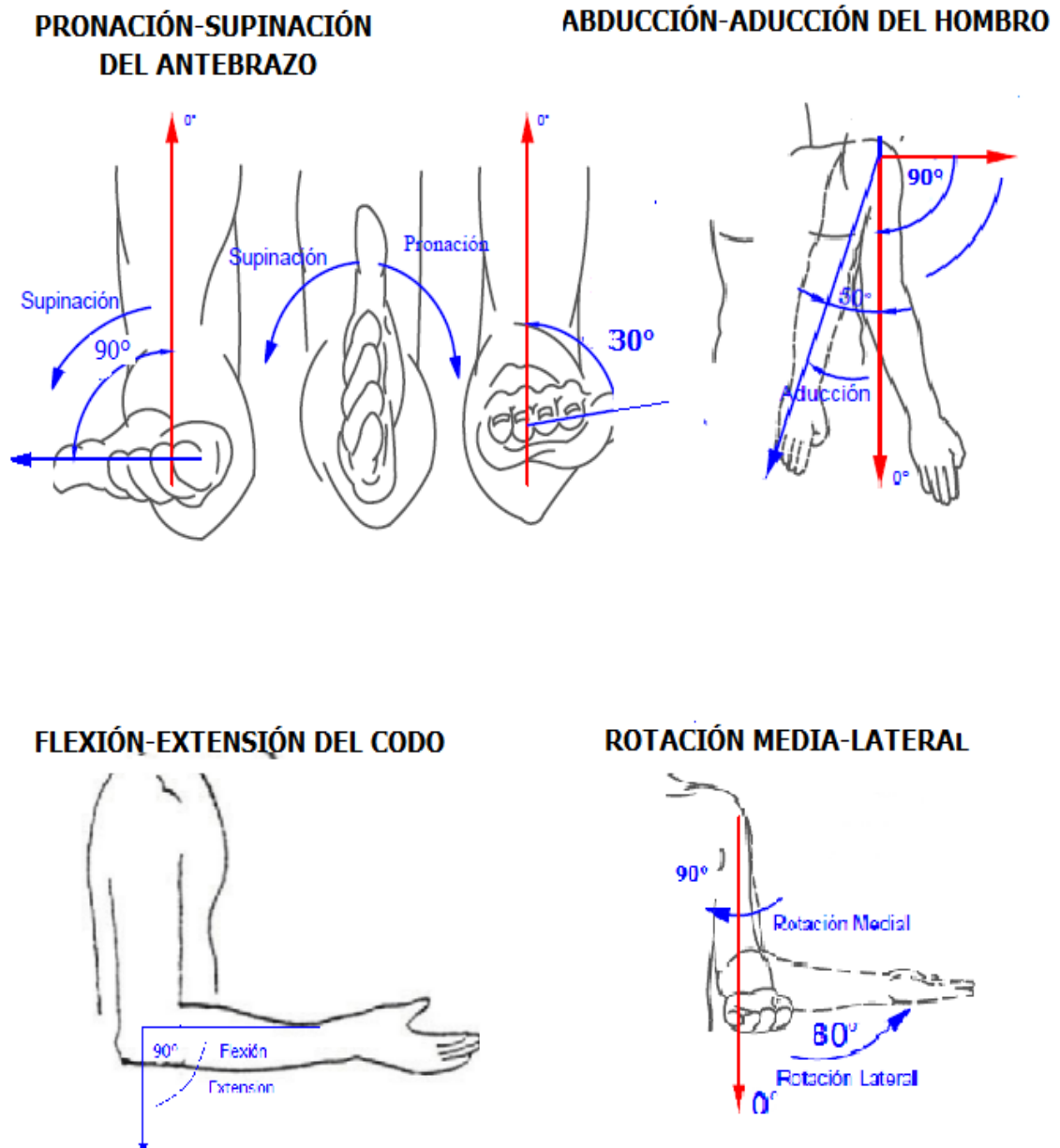


Figura 4.28: Movimientos del prototipo
Elaborado por: Investigador

El la tabla 4.7se muestra algunas de las características que se obtuvieron tras realizar varias pruebas para los movimientos del prototipo:

Tabla 4.7: Características de los movimientos

Partes	Movimientos	Pico max μ	F μ	Pico max β	F β
Mano	Flexión	0.046	9.23	0.52	24.68
	Extensión	0.060	11.5	0.70	20.32
Muñeca	Flexión	0.075	9.65	0.52	19.36
	Extensión	0.084	8.68	0.70	18.63
Antebrazo	Pronación	0.046	10.5	0.11	25.45
	Supinación	0.035	9.35	0.74	20.32
Codo	Flexión	0.046	8.35	0.52	24.68
	Extensión	0.083	7.62	0.61	16.36
Hombro	Rotación medial	0.092	6.35	0.52	18.65
	Rotación lateral	0.055	8.22	0.22	24.51
	Flexión	0.020	9.45	0.78	15.67
	Extensión	0.033	10.32	0.58	16.89
	Abducción	0.045	8.23	0.85	22.59
	Aducción	0.068	9.25	0.47	24.34

Elaborado por: Investigador

Vector de Características

El vector de características puede estar formado por n elementos de acuerdo con la necesidad del investigador en este caso el vector de características está formado por la unión del canal 1 y canal 2 con un total de 20 elementos, este vector está formado por las características relevantes identificadas mediante la transformada de Fourier (FFT) y la transformada Wavelet. El vector se utilizó en la entrada de entrenamiento del clasificador, la estructura del vector de características se observa en la tabla 4.8 este vector de características es igual en el canal 1 como en el canal 2.

Tabla 4.8: Vector de características

Característica	Tipo de Análisis
Pico máximo de la onda mu	FFT
Pico máximo de la onda Beta	FFT
Frecuencia del pico máximo de onda mu	FFT
Frecuencia del pico máximo de onda Beta	FFT
Promedio de la FFT de onda mu	FFT
Promedio de la FFT de onda Beta	FFT
Promedio de picos máximos de ondas mu	T. Wavelet
Promedio de picos máximos de ondas beta	T. Wavelet
Energía de la señal D3 de Ondas mu	T. Wavelet
Energía de la señal D4 de Ondas Beta	T. Wavelet

Elaborado por: Investigador

4.3.3.1. Clasificación de características

Una vez identificadas las características correspondientes a un patrón o clase se implementó un clasificador, el clasificador que se implemento es una red neuronal artificial debido a que es capaz de seguir funcionando adecuadamente a pesar de sufrir lesiones como la destrucción de neuronas o sus conexiones debido a que la información se halla distribuida por toda la red, la estructura de una RNA es paralela, por lo cual si esta es implementada con computadoras o en dispositivos electrónicos se pueden obtener respuestas en tiempo real, además de que puede manejar cambios no importantes en la información de entrada como señales con ruido [50].

Red Neuronal Artificial (ANN)

Se implementó una red neuronal con la finalidad de clasificar las distintas clases o patrones para lo cual se debe crear una matriz con los vectores de características de las distintas clases, dicha red tomara la decisión en base a una comparación de los patrones con los datos de entrada, esta red neuronal cuenta con una capa de entrada de 20 datos, una capa oculta formada por 2 neurona una capa de salida con una neurona como se muestra en la figura 4.29.

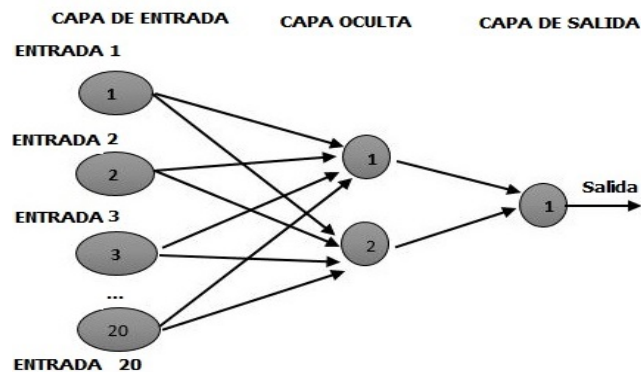


Figura 4.29: Red neuronal Artificial
Elaborado por: Investigador basado en RNA[17].

La red neuronal se crea mediante la función **neff** esta función requiere cuatro parámetros la primera es “**De**” la cual es una matriz que contiene los valores de los datos de entrenamiento, la segunda es la cantidad de neuronas por capa, el tercer parámetro es la función de entrenamiento que será usada en cada capa la última contiene el nombre de la función de entrenamiento que se usara.

Una vez creada la red se entrena con el comando **train** para lo cual es necesario los parámetros de la red inicializada, los patrones de entrada, la salida deseada, la función **sim** simula la red toma la entrada de la red y el vector de características de entrada el código se muestra en el anexo H.

Respuesta del clasificador

El clasificador devuelve un valor numérico correspondiente a un patrón que representa un movimiento los cuales se encuentra en la tabla 4.9

Tabla 4.9: Respuesta del clasificador

Salida	Movimiento	Salida	Movimiento
0.6 - 1.4	Flexión de la Mano	7.6 - 8.4	Extensión del codo
1.6 - 2.4	Extensión de la Mano	8.6 - 9.4	Rotación medial Hombro
2.6 - 3.4	Flexión de la Muñeca	9.6 - 10.4	Rotación Lateral Hombro
3.6 - 4.4	Extensión de la Muñeca	10.6 - 11.4	Flexión del hombro
4.6 - 5.4	Pronación del antebrazo	11.6 - 12.4	Extensión del hombro
5.6 - 6.4	Supinación del antebrazo	12.6 - 13.4	Abducción del hombro
6.6 - 7.4	Flexión del codo	13.6 - 14.4	Aducción del hombro

Elaborado por: Investigador

Dado que la salida del clasificador no es exacta debido a que los datos son variables se estableció un limite superior de +0.4 y un limite inferior -0.4 la salida correspondiente a un movimiento estará en el rango de (salida-0.4 - salida+0.4).

4.3.3.2. Comando de Control

Una vez obtenida la respuesta del clasificador en este caso de la red neuronal artificial, dicha salida es un valor numérico el cual se transforma en un comando de control como se muestra en la tabla 4.10 para que el elemento final (prototipo de prótesis) ejecute el movimiento deseado , el comando de control se envía desde matlab.

Tabla 4.10: Comandos de control

Movimientos	Comandos	Áng	Movimientos	Comandos	Áng
Flexión de la Mano	01	90 ⁰	Extensión del codo	15	0 ⁰
Extensión de la Mano	11	0 ⁰	Rotación medial	06	90 ⁰
Flexión de la Muñeca	02	40 ⁰	Rotación Lateral	16	80 ⁰
Extensión de la Muñeca	12	50 ⁰	Flexión del hombro	07	89 ⁰
Pronación del antebrazo	03	90 ⁰	Extensión del hombro	17	0 ⁰
Supinación del antebrazo	13	30 ⁰	Abducción del hombro	08	90 ⁰
Flexión del codo	04	90 ⁰	Aducción del hombro	18	0 ⁰

Elaborado por: Investigador

En donde el primer valor corresponde a la dirección del movimiento y el segundo valor corresponde al número de servomotor que realizara el movimiento por ejemplo 03 movimiento de extensión de la muñeca servo motor número dos activado.

4.4. Diseño del proto tipo

4.4.1. Movimientos del prototipo

Para el diseño del hombro se tomaron en cuenta los movimientos de flexión-extensión, abducción-aducción, rotación medial, rotación lateral, para el codo se tomaron en cuenta los movimientos de flexión-extensión, pronación-supinación del antebrazo, para los movimientos de la muñeca se tomaron en cuenta el movimiento de flexión-extensión como se muestra en la figura 4.30

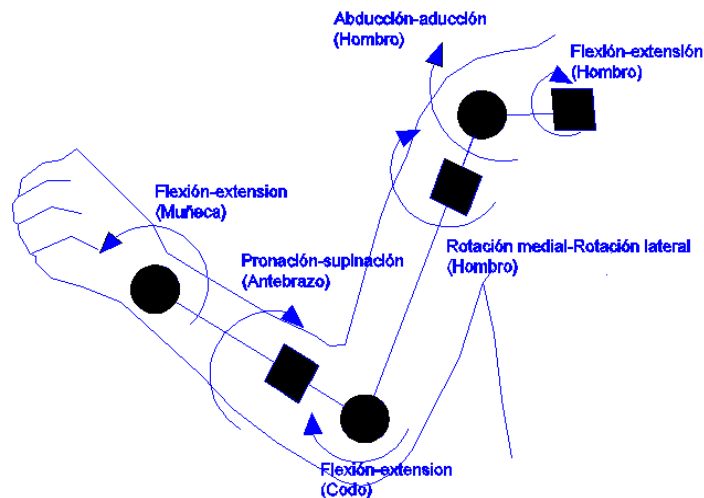


Figura 4.30: Movimientos del brazo del Prototipo

Elaborado por: Investigador

En la tabla 4.11 se observa el rango de movilidad de los movimientos del prototipo.

Tabla 4.11: Movimientos y Rangos de movilidad del brazo humano

Movimiento		Rango de movilidad	
Hombro	Flexión-Extensión	0^0 a 180^0 (F)	0^0 a 50^0 (E)
	Flexión-Extensión	0^0 a 180^0 (Ab)	0^0 a 50^0 (Ad)
	Rotación medial-lateral	0^0 a 100^0 (R. m)	0^0 a 80^0 (R. l)
Codo	Flexión-Extensión	0^0 a 150^0 (F)	0^0 a 150^0 (E)
	Pronación-Supinación	0^0 a 85^0 (P)	0^0 a 90^0 (S)
Muñeca	Flexión-Extensión	0^0 a 80^0 (F)	0^0 a 70^0 (E)

Elaborado por: Investigador

La mano del prototipo se divide en dos partes (A y B), la primera formada por los dedos (índice, medio, anular, menique), para esta parte se tomaron en cuenta los movimientos de flexión-extensión de las falanges debido a que tienen movimientos similares se consideraron como un solo elemento, se descartó el movimiento de aducción-abducción debido a que la importancia de este movimientos para manipular objetos no es muy relevante.

La parte B esta formada por el dedo pulgar que tiene una movilidad particular por lo cual se tomaron en cuenta los movimientos de flexión-extensión de las articulaciones (MCF) y (IF), el movimiento de abducción transpalmar de la articulación (CMC), lo que permitirá al prototipo realizar agarres como se muestra en la figura 4.31.

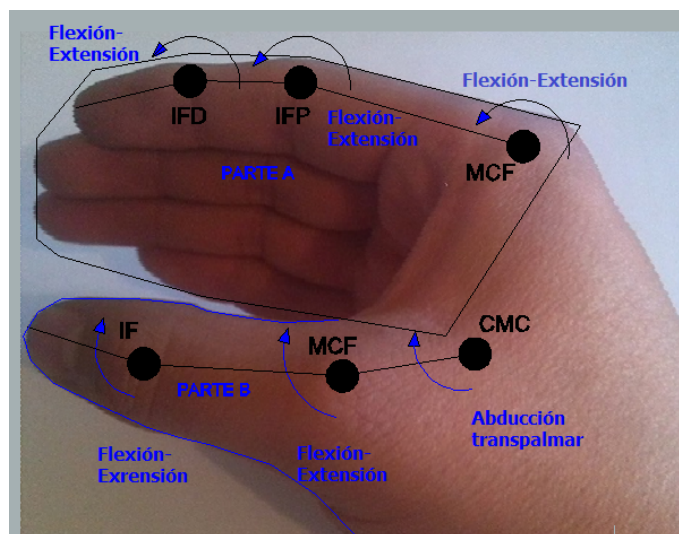


Figura 4.31: Movimientos de la Mano del Prototipo
Elaborado por: Investigador

En la siguiente tabla 4.12 se observa el rango de movilidad de los movimientos de la mano del prototipo.

Tabla 4.12: Movimientos y rangos de movilidad del gancho

Movimiento		Rango de movilidad	
Articulación(MCF)	Flexión-Extensión	0° a 90° (F)	0° a 30°(E)
Articulación(IFP)	Flexión-Extensión	0° a 100° (F)	0° a 1° – 2°(E)
Articulación(IFD)	Flexión-Extensión	0° a 90° (F)	0° a 10°(E)
Dedo Pulgar			
Articulación(CMC)	Abducción transpalmar	0° a 180° (Ab)	
Articulación(MCF)	Flexión-Extensión	0° a 40° – 50° (F)	0°(E)
Articulación(IF)	Flexión-Extensión	0° a 90° (F)	0° a 20°(E)

Elaborado por: Investigador

4.4.2. Grados de libertad del prototipo

El grado de libertad total del prototipo es de 12 GDL y se utilizaron un total de 9 actuadores.

Para los movimientos del hombro el prototipo requirió 3 GDL ($\theta_1, \theta_2, \theta_3$), mientras que los movimientos del codo requirieron 2 GDL (θ_4, θ_5), para los movimiento de la muñeca se requirió 1 GDL (θ_6), los cuales están distribuidos como se muestra la figura 4.32a. Cada grado de libertad corresponde a un actuador.

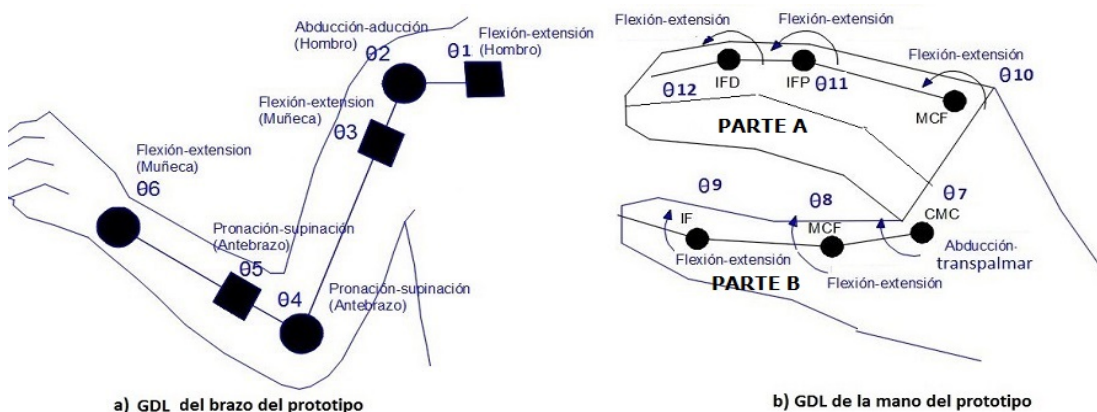


Figura 4.32: Grados de libertad del prototipo
Fuente: Diseño Mecánico del Brazo Robótico Antropomórfico[51]

La parte A cuenta con 2 GDL subactuados permitiendo el movimiento de flexión-extensión de cada falange para lo cual solo se utilizo un actuador.

Para los movimientos del pulgar se requirió 1GDL independiente permitiendo el movimiento de abducción transpalmar para lo cual se utilizo un actuador y 1 GDL

subactuados permitiendo el movimiento de flexión-extensión de las articulaciones (IF) para lo cual se utilizo un actuador.

4.4.3. Dimensiones antropomórficas

Para el diseño del prototipo se consideraron algunas de las las dimensiones antropomórficas (ciencia que determina las medidas estándar del cuerpo humano) estas medias se establecen según la norma DIN 33 402-2 que especifica medidas estándar del cuerpo humano 4.33. Como se muestra en la figura , con el objetivo de obtener un prototipo lo más cercano a las dimensiones reales de una extremidad superior [52].

que especifica medidas estándar del cuerpo humano

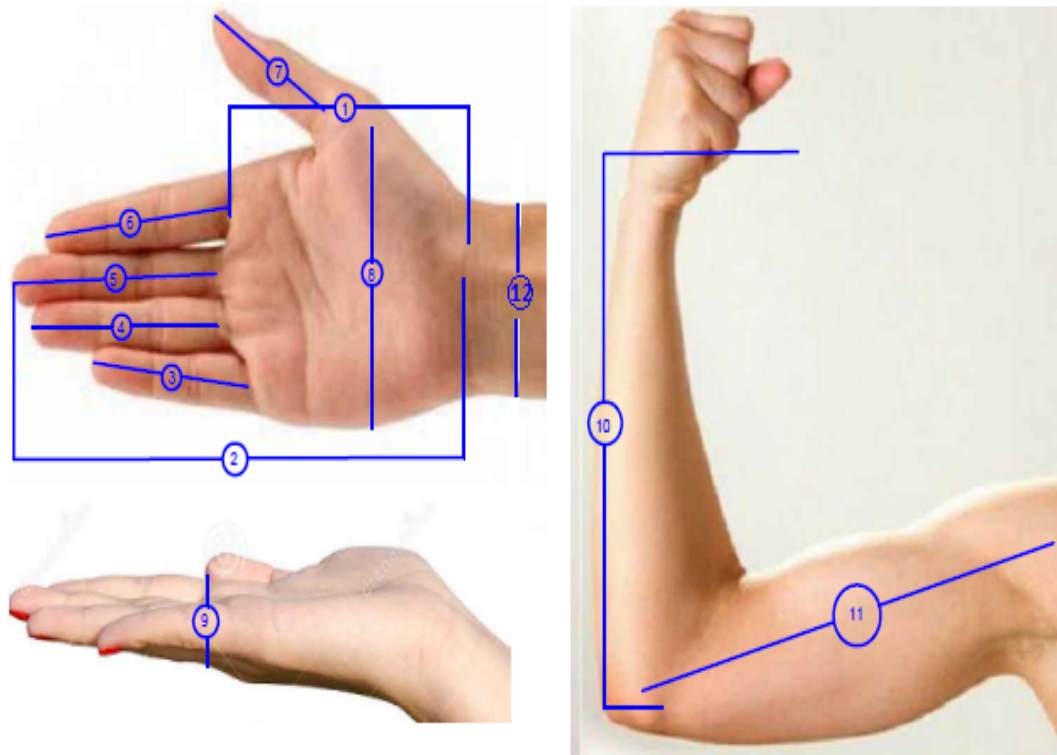


Figura 4.33: Dimensiones antropomórficas
*Fuente:*Elaborado por el autor basado en [52]

Las dimensiones antropomórficas se muestra en la siguiente tabla 4.13

Tabla 4.13: Medidas Antropomórficas

Dimensiones (cm)			Dimensiones (cm)		
1	Largo de la palma de la mano	11,7	7	Largo del dedo pulgar	7,6
2	Largo total de la mano	20,1	8	Ancho de la mano	11,6
3	Largo del dedo meñique	7	9	Grosor de la mano	3,2
4	Largo del dedo anular	8,6	10	Longitud del codo al eje de agarre	38,9
5	Largo del dedo medio	9,2	11	Longitud del codo al hombro	34
6	Largo del dedo índice	8,3	12	Ancho de la muñeca	65.39

Elaborado por: Investigador

4.4.4. Materiales y Componentes

Materiales.- El prototipo de prótesis debe ser resistente y ligero por lo cual se construyó empleando materiales con alta resistencia, facilidad de manufacturar.

- **Aluminio.-** Es un metal muy ligero, resistente fácil de manufacturar por sus características se utilizó aluminio de 1mm de espesor para la construcción de la estructura interna del prototipo.
- **Plástico ABS.-** Es un polímero compuesto que se caracteriza por ser un material muy resistente a los impactos, liviano además de una facilidad de procesado a través de una impresora 3D debido a estas características se utilizó para la elaboración de piezas para el prototipo.

Componentes- Los componentes más importantes son los actuadores del prototipo que se utilizaron para cada GDL, los actuadores utilizados son servomotores debido a que pueden ubicarse inmediatamente en cualquier posición dentro de su rango de operación y mantenerse estables en dicha posición, dado que los rangos de movilidad del prototipo no superan los 180° , estos actuadores son ideales para el funcionamiento del prototipo.

- **Actuadores del brazo.-** Para los movimientos del hombro, codo y muñeca se utilizaron un total de 6 servomotores Turborix MG995 cuyas características se muestran en la tabla 4.14, por su tamaño reducido, bajo peso y su alto torque estos poseen engranes metálicos para una mayor resistencia al desgaste.

Tabla 4.14: Características del servomotor Turborix MG995

Características	Especificaciones
Voltaje de entrada	4.8 – 6V
Torque	4.8V – 13.03Kg – cm
	6V – 15.05Kg – cm
Velocidad	4.8V – 0.17sec/60°
	6V – 0.13sec/60°
Peso	56g
Dimensiones	Longitud : 39.9mm
	Anchura : 19.1mm
	Altura : 42.9mm
Rango de giro	0 – 180°

Elaborado por: Investigador

- **Actuadores de la mano.**-Los actuadores utilizados para la mano son servomotores más pequeños debido al espacio reducido existente en la palma mano estos son servomotores Tower-Pro SG90 por su reducido tamaño y bajo peso cuyas características se muestran en la tabla 4.15.

Tabla 4.15: Características del servomotor Tower Pro SG90

Características	Especificaciones
Voltaje de entrada	4.8V
Torque	4.8V – 1.80Kg – cm
Velocidad	4.8V – 0.12sec/60°
Peso	9g
Dimensiones	Longitud : 23mm
	Anchura : 12.2mm
	Altura : 29mm
Rango de giro	0 – 180°

Elaborado por: Investigador

4.4.5. Cinemática del prototipo

Cinemática Directa del brazo

La sección comprendida entre el hombro y la muñeca del prototipo tiene un total de 6 GDL para determinar posición obtenemos la representación de Hartenberg del mismo como se muestra en la figura 4.34. el codigó se encuentra en el anexo H

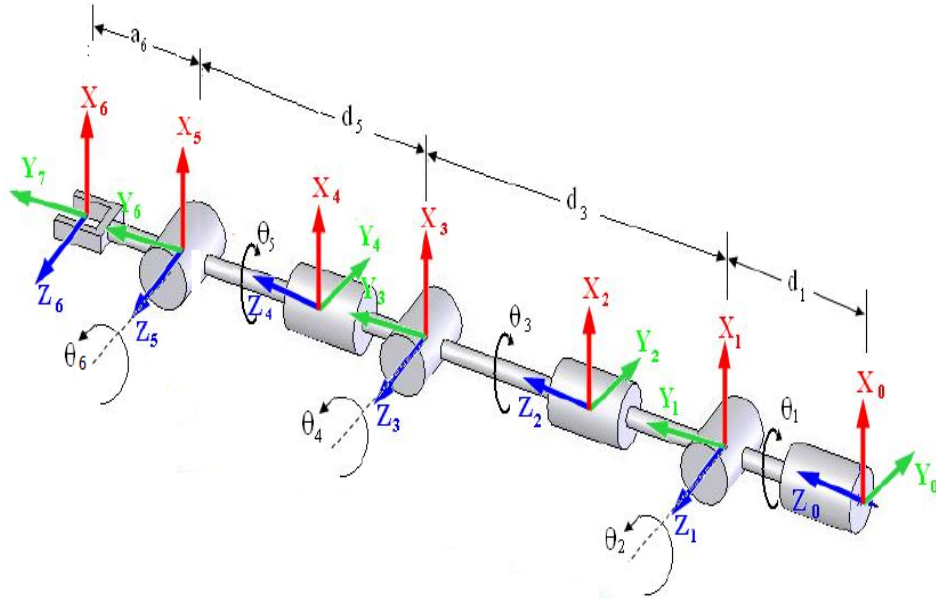


Figura 4.34: Representación de Devanit-Hartenberg de un brazo de 6 GDL
Fuente: Diseño mecánico del brazo robótico[53]

En la tabla 4.16 los parámetros de Devanit-Hartenberg del brazo:

Tabla 4.16: Parámetros de Hartenberg de brazo de 6 GDL

Parámetros Eslabón	θ_i	d_i	a_i	α_i
1	θ_1	d_1	0	90^0
2	θ_2	0	0	-90^0
3	θ_3	d_3	0	90^0
4	θ_4	0	0	-90^0
5	θ_5	d_5	0	90^0
6	θ_6	0	a_6	-90^0

Elaborado por: Investigador

Teniendo en cuenta los parámetros de Devanit-Hartenberg y la ecuación (2.27) encontramos las matrices de transformación homogéneas para cada eslabón del brazo donde i es el número del eslabón correspondiente.

$${}^0A_1 = \begin{bmatrix} \text{Cos}\theta_1 & 0 & \text{Sen}\theta_1 & 0 \\ \text{Sen}\theta_1 & 0 & -\text{Cos}\theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^1A_2 = \begin{bmatrix} \text{Cos}\theta_2 & 0 & -\text{Sen}\theta_2 & 0 \\ \text{Sen}\theta_2 & 0 & \text{Cos}\theta_2 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^2A_3 = \begin{bmatrix} \text{Cos}\theta_3 & 0 & \text{Sen}\theta_3 & 0 \\ \text{Sen}\theta_3 & 0 & -\text{Cos}\theta_3 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & d_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^3A_4 = \begin{bmatrix} \text{Cos}\theta_4 & 0 & -\text{Sen}\theta_4 & 0 \\ \text{Sen}\theta_4 & 0 & \text{Cos}\theta_4 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^4A_5 = \begin{bmatrix} \text{Cos}\theta_5 & 0 & \text{Sen}\theta_5 & 0 \\ \text{Sen}\theta_5 & 0 & -\text{Cos}\theta_5 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & d_5 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^5A_6 = \begin{bmatrix} \text{Cos}\theta_6 & -\text{Sen}\theta_6 & 0 & a_7\text{Sen}\theta_6 \\ \text{Sen}\theta_6 & \text{Cos}\theta_6 & 0 & a_7\text{Sen}\theta_6 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

La matriz de transformación homogénea 0T_6 para el brazo de 6 grados de libertad (GDL) del prototipo está definida por la ecuación (2.25) donde n representa el número total de eslabones.

$${}^0T_6 = A_1A_2A_3A_4A_5A_6 = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Donde la posición de prototipo esta dada por:

$$\varphi(\theta) = \begin{bmatrix} p_x \\ p_y \\ p_z \\ 1 \end{bmatrix}$$

Simulación de cinemática directa del brazo

La simulación de cinemática directa se realizó en Matlab con el objetivo de ubicar la posición y verificar el cálculo de cinemática directa del brazo del prototipo para lo cual se tomaron las siguientes medidas antropomórficas:

$$\begin{array}{llll}
 d1 = 10\text{cm} & \theta_1 = 60^\circ & d4 = 0\text{cm} & \theta_4 = 60^\circ \\
 d2 = 0\text{cm} & \theta_2 = 45^\circ & d5 = 30\text{cm} & \theta_5 = 90^\circ \\
 d3 = 30\text{cm} & \theta_3 = 90^\circ & a6 = 20\text{cm} & \theta_6 = 36^\circ
 \end{array}$$

En la figura 4.39 se muestra la posición final del brazo (Px,Py,Pz).

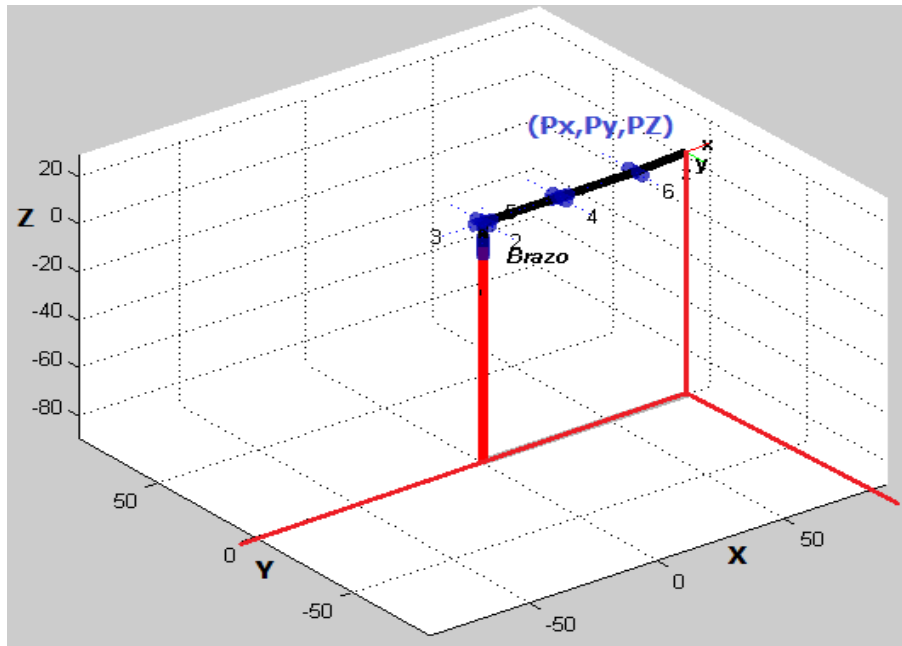


Figura 4.35: Cinemática directa del brazo del prototipo
Elaborado por: Investigador

La posición del efector final es:

$$\varphi(\theta) = \begin{bmatrix} p_x \\ p_y \\ p_z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 57.626 \\ 0 \\ 45.49 \\ 12.33 \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

Cinemática Inversa del brazo

El objetivo es encontrar los valores que adoptan las articulaciones del prototipo para que su extremo se posicione, el método aplicado es el desacoplo cinemático, que consiste en separar la posición y orientación del efector final.

Dada una posición final se establecen las coordenadas de los 2 últimos ejes calculando los valores de las primeras articulaciones $(\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4)$ con estos valores se consigue posicionar la posición final.

Para obtener los valores articulares $\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4$ que posicionan la muñeca del prototipo se utiliza una submatriz de la matriz de transformación homogénea 0T_6 .

La cual se denominada:

$$T_d = {}^0T_4 = A_1 A_2 A_3 A_4 \quad (4.13)$$

Se obtiene:

$$(A)_1^{-1} T_d = A_2 A_3 A_4 \quad (4.14)$$

$$(A)_2^{-1} (A)_1^{-1} T_d = A_3 A_4 \quad (4.15)$$

$$(A)_3^{-1} (A)_2^{-1} (A)_1^{-1} T_d = A_4 \quad (4.16)$$

Para poder aplicar este procedimiento es necesario primero obtener las inversas de las matrices donde se obtiene:

$${}^0A_1^{-1} = \begin{bmatrix} \text{Cos}\theta_1 & \text{Sen}\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \text{Sen}\theta_1 & -\text{Cos}\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^1A_2^{-1} = \begin{bmatrix} \text{Cos}\theta_2 & 0\text{Sen}\theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ -\text{Sen}\theta_2 & -\text{Cos}\theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^2A_3^{-1} = \begin{bmatrix} \text{Cos}\theta_3 & \text{Sen}\theta_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ \text{Sen}\theta_3 & -\text{Cos}\theta_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & d_3 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^3A_4^{-1} = \begin{bmatrix} \text{Cos}\theta_4 & -\text{Sen}\theta_4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \text{Sen}\theta_4 & \text{Cos}\theta_4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^4A_5^{-1} = \begin{bmatrix} \text{Cos}\theta_5 & \text{Sen}\theta_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ \text{Sen}\theta_5 & -\text{Cos}\theta_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & d_5 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^5A_6^{-1} = \begin{bmatrix} \text{Cos}\theta_6 & -\text{Sen}\theta_6 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ \text{Sen}\theta_6 & \text{Cos}\theta_6 & 1 & 0 \\ a_6 \text{Sen}\theta_6 & a_6 \text{Sen}\theta_6 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Una vez obtenidas las matrices inversas se obtienen las siguientes expresiones:

$$\theta_1 = \tan^{-1} = \left(\frac{Py}{Px} \right)$$

$$\theta_2 = \tan^{-1} = \left(\frac{Px * \text{Cos}(\theta_1) + Py \text{Sin}(\theta_1)}{Px - d1} \right)$$

$$\theta_3 = \tan^{-1} = \left(\frac{ax * \text{Sin}(\theta_1) + ay * \text{Cos}(\theta)}{ax * \text{Cos}(\theta_1) * \text{Cos}(\theta_2) + ay * \text{Sin}(\theta_1) * \text{Cos}(\theta_2) + az * \text{Sin}(\theta_2)} \right)$$

$$\theta_4 = \tan^{-1} = \left(\frac{-ax * \text{Cos}(\theta_1) * \text{Cos}(\theta_2) * \text{Cos}(\theta_3) - \text{Sin}(\theta_1) * \text{Sin}(\theta_3)}{-ax * \text{Cos}(\theta_1) * \text{Sin}(\theta_2) - ay * \text{Sin}(\theta_1) * \text{Sin}(\theta_2) + az * \text{Cos}(\theta_2)} \right)$$

Para obtener los valores de θ_5, θ_6 que consiguen la orientación deseada de la mano, se denomina ${}^0R_6 = (3x3)$ a la submatriz de rotación de 0T_6 :

$${}^0R_6 = \begin{bmatrix} n & o & a \end{bmatrix} = {}^0R_3 {}^3R_6$$

Donde 0R_6 es conocida por ser la orientación deseada del extremo del robot y 0R_3 esta definida por:

$${}^0R_3 = {}^0A_1 {}^1A_2 {}^2A_3$$

Por otra parte 4R_6 corresponde con la submatriz (3x3) de rotación de la matriz de transformación homogénea 4T_6 que relaciona el sistema {S3} con el {S6}:

$${}^4R_6 = {}^4R_5 {}^5R_6$$

Donde ${}^{i-1}R_i$ es la submatriz de rotación de la matriz de Denavit_Hartenberg ${}^{i-1}R_i$ cuyos valores son:

$${}^4A_5 = \begin{bmatrix} \text{Cos}\theta_5 & 0 & \text{Sen}\theta_5 & 0 \\ \text{Sen}\theta_5 & 0 & -\text{Cos}\theta_5 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & d_5 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} {}^5A_6 = \begin{bmatrix} \text{Cos}\theta_6 & -\text{Sen}\theta_6 & 0 & a_6 \text{Sen}\theta_6 \\ \text{Sen}\theta_6 & \text{Cos}\theta_6 & 0 & a_6 \text{Cos}\theta_6 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Luego se obtiene que:

$${}^4A_5 = \begin{bmatrix} C\theta_5 C\theta_6 - S\theta_5 & -C\theta_5 C\theta_6 - S\theta_5 & C\theta_5 S\theta_6 \\ S\theta_5 C\theta_6 - SC\theta_5 & -S\theta_5 C\theta_6 + CC\theta_5 C & -S\theta_5 C\theta_6 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

De las relaciones expresadas anteriormente se puede tomar a $r_{13}, r_{23}, r_{33}, r_{31}, r_{32}$

$$\theta_5 = \arctan\left(\frac{r_{23}}{r_{13}}\right)$$

$$\theta_6 = \arccos\left(\frac{r_{21} - \text{Cos}(\theta_5) * \text{Sin}(\theta_6)}{\text{Sin}(\theta_5) * \text{Cos}(\theta_6)}\right)$$

Cinemática Directa de la mano

La mano del prototipo tiene un total de 6 GDL uno por cada articulación, para determinar la posición se aplico el método de Denavit-Hartenberg para el cual obtenemos la representación de Hartenberg como se muestra en la figura 4.36.

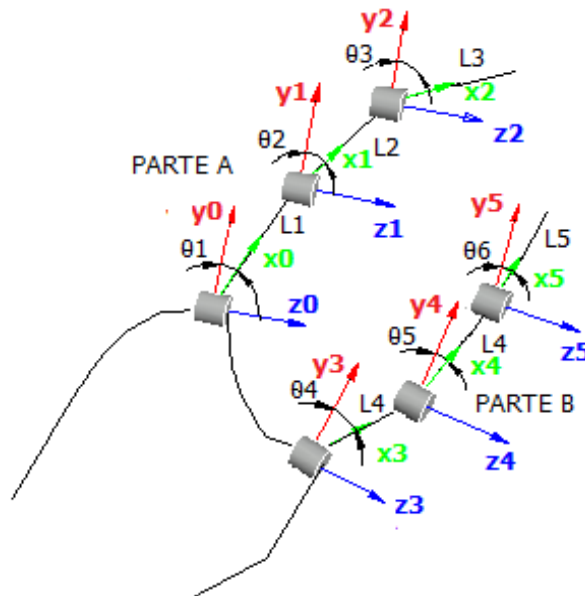


Figura 4.36: Representación de Denavit-Hartenberg de un mano de 6 GDL

Fuente: Elaborado por investigador basado en[54]

En la tabla 4.17 los parámetros de Denavit Hartenberg de la mano:

Tabla 4.17: Parametros de Hartenberg de una mano de 6 GDL

Parametros	θ_i	d_i	θ_i	α_i
Eslabón				
1	θ_1	0	L_1	0^0
2	θ_2	0	L_2	0^0
3	θ_3	0	L_3	0^0
4	θ_4	0	L_4	0^0
5	θ_5	0	L_5	0^0
6	θ_6	0	L_6	0^0

Elaborado por: Investigador

Teniendo en cuenta los parámetros de Devanit-Hartenberg y la ecuación (2.27) encontramos las matrices para cada eslabón que conforman el gancho donde i es el número del eslabón correspondiente.

$${}^0A_1 = \begin{bmatrix} C\theta_1 & -S\theta_1 & 0 & L_1 * C\theta_1 \\ S\theta_1 & C\theta_1 & 0 & L_1 * S\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^1A_2 = \begin{bmatrix} C\theta_2 & -S\theta_2 & 0 & L_2 * C\theta_2 \\ S\theta_2 & C\theta_2 & 0 & L_2 * S\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^1A_3 = \begin{bmatrix} C\theta_3 & -S\theta_3 & 0 & L_3 * C\theta_3 \\ S\theta_3 & C\theta_3 & 0 & L_3 * S\theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

La matriz de transformación homogénea para el gancho de 3 grados está definida por la ecuación (2.27) donde n representa el número total de eslabones.

$$T = \begin{bmatrix} C(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & -S(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & X \\ S(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & C(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & Y \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.17)$$

Donde:

- $X \rightarrow 3 = L_1 * C(\theta_1) + L_2 * C(\theta_1 + \theta_2) + L_3 * C(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$
- $Y \rightarrow 3 = L_1 * S(\theta_1) + L_2 * S(\theta_1 + \theta_2) + L_3 * S(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$
- $S = \text{Seno}$
- $C = \text{Coseno}$

Donde la posición de prototipo esta dada por:

$$\varphi(\theta) = \begin{bmatrix} p_x \\ p_y \\ p_z \\ 1 \end{bmatrix}$$

Cinemática Inversa de la mano

Para obtener las variables articulares $\theta_1, \theta_2, \theta_3$, que permiten la flexión de el gancho de la mano se utiliza el método geométrico por su simplicidad, el gancho desarrolla movimientos sobre el plano x-y como se muestra en la 4.37, por lo cual la facilita la solución del modelo cinemático inverso ya que el análisis se enfoca a encontrar la configuración de las tres variables articulares que permiten alcanzar el punto deseado (P_x, P_y)

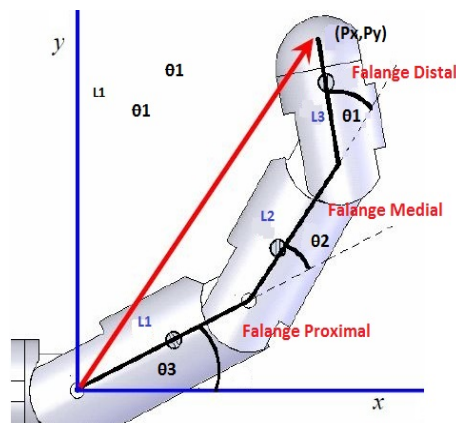


Figura 4.37: Dedo del prototipo
Fuente: Elaborado por investigador basado en[54]

Debido a que el sistema es redundante en un GDL por lo que el problema radica en como manejar esta redundancia, una consideración que se toma en cuenta para eliminar la redundancia es establecer como fija una de las tres variables articulares con respecto al plano lo que causa que la falange de la cual se ha establecido como fijo al angulo se considere como parte de la falange anterior se ubico el angulo fijo θ_f en la falange distal debido a que es de menor longitud y por lo tanto la cual modificara en menor grado el alcance del punto final del gancho, la cual esta definida por la siguiente ecuación:

$$\theta_f = \theta_1 + \theta_2 + \theta_3 \quad (4.18)$$

El problema se reduce a un sistema de 2 GDL como se muestra en la 4.38.

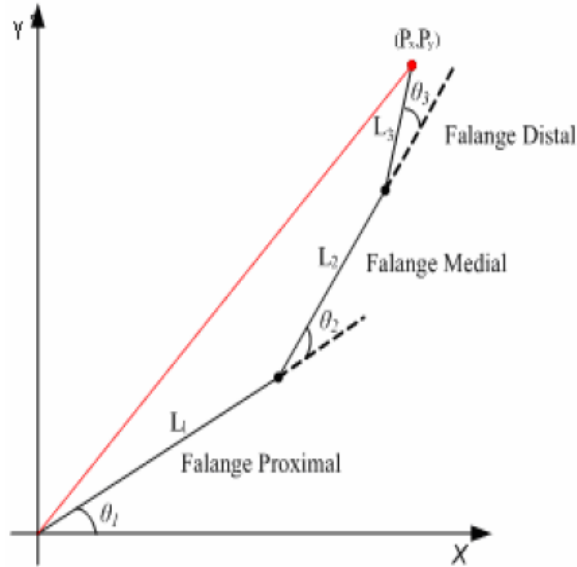


Figura 4.38: Reducción del modelo a 2 GDL
Fuente: Elaborado por investigador basado en[54]

Eliminando la redundancia se encuentra un nuevo punto (X_d, Y_d) el cual se define mediante las siguientes ecuaciones.

$$X_d = P_x - L_3 \cos(\theta_f)$$

$$Y_d = P_y - L_3 \sin(\theta_f)$$

Debido a la reducción del sistema a 2 GDL la coordenada del extremo final de la falange es el punto (X_d, Y_d) , con lo cual se puede deducir los valores para θ_1 y θ_2 como:

$$\theta_2 = \cos^{-1} \left[\frac{X_d^2 + X_d^2 - (L_1^2 + L_2^2)}{2 * L_1 L_2} \right] \quad (4.19)$$

$$\theta_1 = \tan^{-1} \left(\frac{Y_d}{X_d} \right) - \tan^{-1} \left[\frac{L_2 * \sin(\theta_2)}{L_1 + L_2 * \cos(\theta_1)} \right] \quad (4.20)$$

Con la ecuación (4.13) y los ángulos de los dos primeros eslabones se calcula el valor de θ_3

$$\theta_3 = \theta_f - (\theta_1 + \theta_2) \quad (4.21)$$

Simulación de cinemática directa de la mano

La simulación de cinemática directa se realizó en Matlab con el objetivo de ubicar la posición y verificar el cálculo de cinemática directa para lo cual se tomaron las medidas antropomórficas de las falanges con los siguientes valores.

$$L1 = 4.5cm \quad \theta_1 = 30^0$$

$$L1 = 3cm \quad \theta_2 = 45^0$$

$$L1 = 2.5cm \quad \theta_3 = 30^0$$

En la figura 4.39 se muestra la posición del efector final en el punto (Px,Py,Pz).

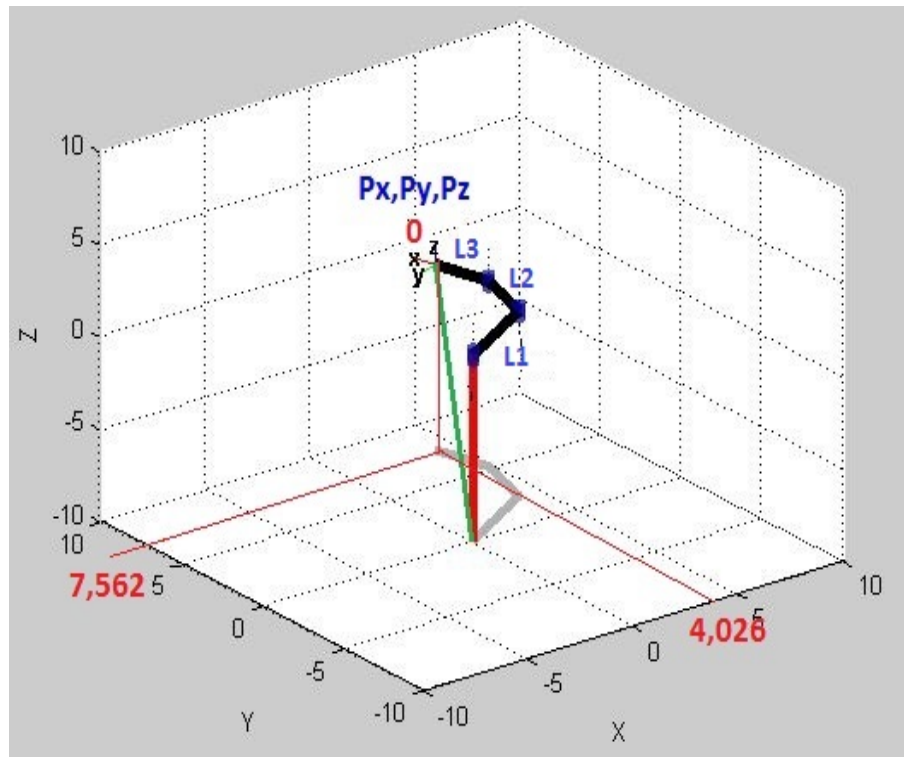


Figura 4.39: Simulación de cinemática directa
Elaborado por: Investigador

La posición del efector final es:

$$\varphi(\theta) = \begin{bmatrix} p_x \\ p_y \\ p_z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 4,026 \\ 7,562 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.22)$$

4.4.6. Mecanismos del prototipo

Para el mecanismo que permite la movilidad del gancho se utilizó el mecanismo del proyecto Meet Roy - An experiment in Animatronics, este mecanismo permite tener tres falanges articuladas con un solo actuador permitiendo al prototipo emular los movimientos de flexión- extensión.

Al aplicar un movimiento lineal a la articulación MCF esta emula el movimiento de flexión-extensión una vez que esta llega al rango máximo de movilidad la barra-1 que interconecta la articulación MCF con la articulación IFP fuerza a que dicha articulación IFP emule el movimiento de flexión-extensión y a su vez la barra-2 que interconecta la articulación IFP con la articulación IFD fuerza a que la falange distal se mueva como se muestra en la figura 4.40.

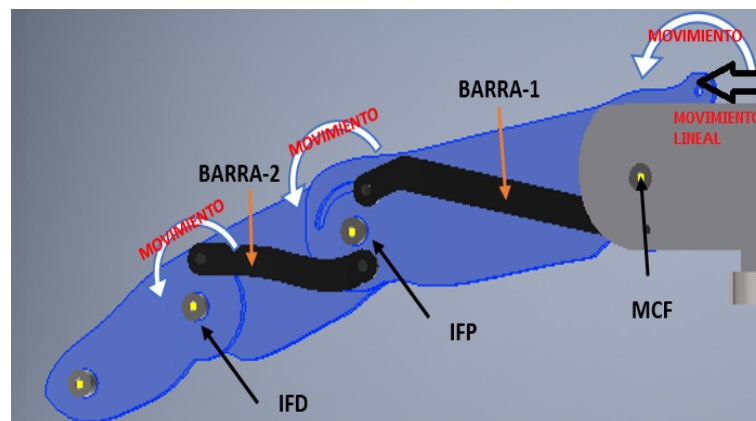


Figura 4.40: Mecanismo de articulación de los dedos
Elaborado por: Investigador

Al desplazar la barra principal $9,5\text{mm}$ la falange proximal gira 38° a su vez obliga a girar a la falange media 44° forzando a la falange distal a girar 38° , al aplicar un desplazamiento de 19mm en la barra principal los ángulos de las falanges son el doble con lo que se puede decir que los ángulos cambian de igual forma con desplazamientos iguales 4.41

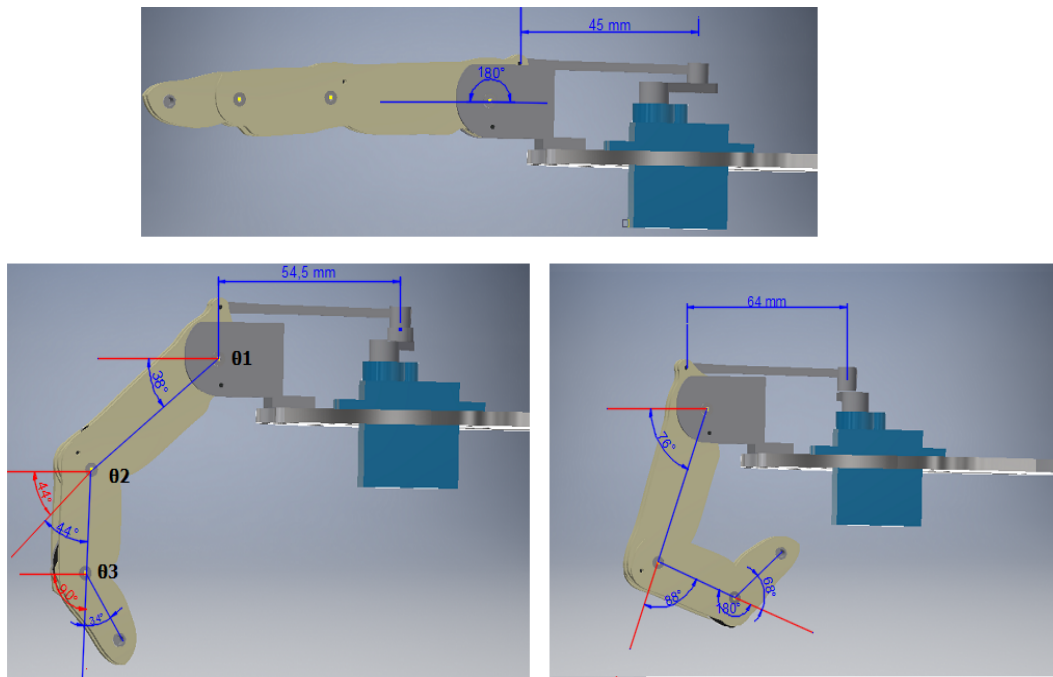


Figura 4.41: Ángulos del mecanismo de la mano
Elaborado por: Investigador

4.4.7. Ubicación de Servomotores

El hombro cuenta con 3 servomotores el primero ($S1$) se ubicó cerca de la articulación esternoclavicular permitiendo el movimiento flexión-extensión el servomotor ($S2$) se ubicó cerca de la articulación glenohumeral permitiendo los movimiento de abducción-aducción, el servomotor ($S3$) se ubica a una distancia de 10 centímetros en dirección al codo permitiendo realizar los movimientos de rotación medial- rotación lateral.

Se ubicó un servomotor ($S4$) en el codo para realizar los movimientos de flexión-extensión, el servomotor ($S5$) se ubicó a una distancia de 10 centímetros en dirección a la muñeca permitiendo realizar los movimiento de Pronación-Supinación del antebrazo, en la muñeca se ubicó un servomotor ($S6$) a una distancia de 35 cm medida desde el codo permitiendo realizar los movimiento de flexión-extensión.

El servomotor ($S7$) se ubicó en la mitad de la palma de la mano cerca de la articulación MCF este servo permitió realizar el movimiento de flexión-extensión, el servomotor ($S8$) del pulgar se ubica en la palma de la mano permitiendo el movimiento de abducción transpalmar, mientras que el otro servomotor ($S9$) se ubicó en el mismo dedo pulgar permitiendo los movimientos de flexión-extensión.

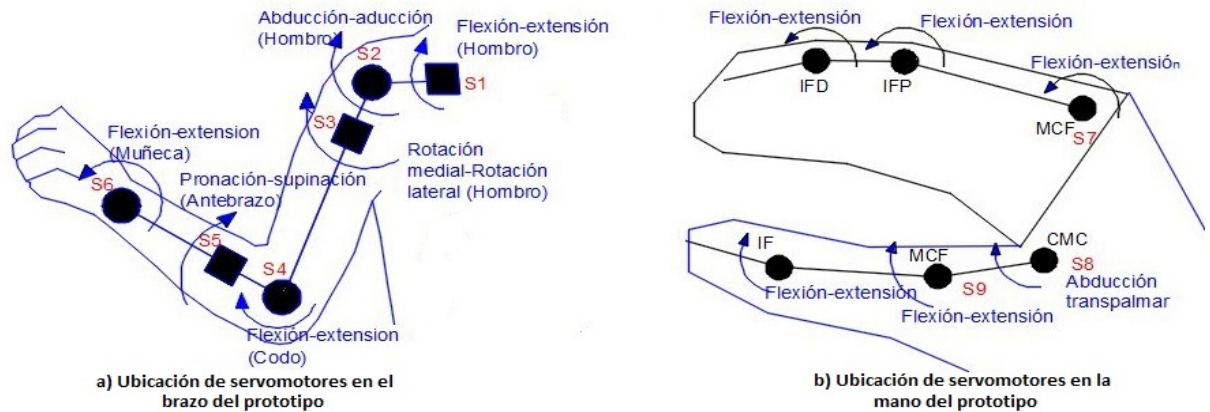


Figura 4.42: Ubicación de servomotores del prototipo
Elaborado por: Investigador

4.4.8. Modelado 3D del Prototipo

Para la construcción del prototipo se modelaron distintas piezas para facilitar la construcción entre las piezas diseñadas tenemos:

Falages.-Se diseñaron las falanges para el gancho del prototipo considerando las dimensiones antropomórficas como se muestra en la figura 4.43.

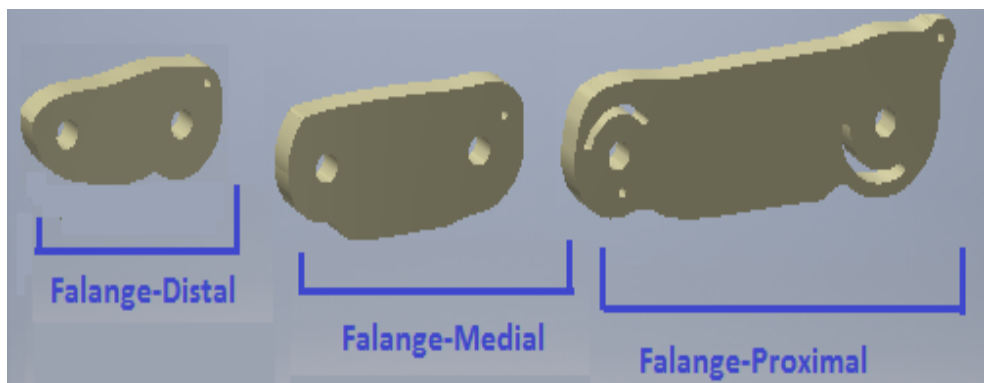


Figura 4.43: Modelado 3D de Falanges
Elaborado por: Investigador

Soportes del prototipo.-Se diseñaron soportes para el prototipo con el objetivo de sujetar los servomotores que permiten los movimientos de la sección entre la muñeca y el hombro, estos soportes tienen 2.5 mm de espesor y fijarán los servomotores con la estructura interna del prototipo, mientras que los servomotores que permiten el movimiento de los dedos de la mano se fijaron a la palma de la misma como se muestra en la figura 4.44.

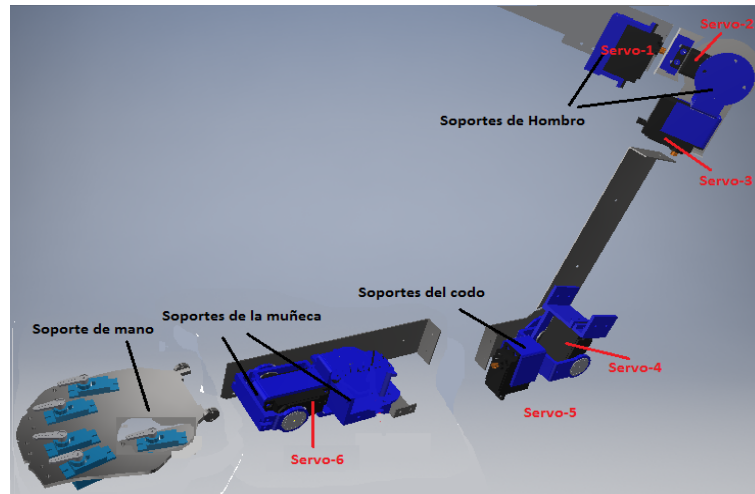


Figura 4.44: Modelado 3D Soportes del prototipo
Elaborado por: Investigador

4.4.9. Construcción del prototipo

Estructura Interna.-El prototipo cuenta con una estructura interna la cual se diseñó tomando en cuenta las dimensiones antropomórficas antes mencionadas esta estructura permitirá que el prototipo sea resistente y a su vez ayudara a sujetar las partes del mismo, la estructura interna de la sección que va desde la muñeca hasta el hombro se diseñó con 2 barras de aluminio de 1mm de espesor ubicadas en forma paralela a una distancia de 5cm , mientras que para la estructura interna de la mano se diseño una base de 2 milímetros de espesor como se muestra en la figura 4.45.

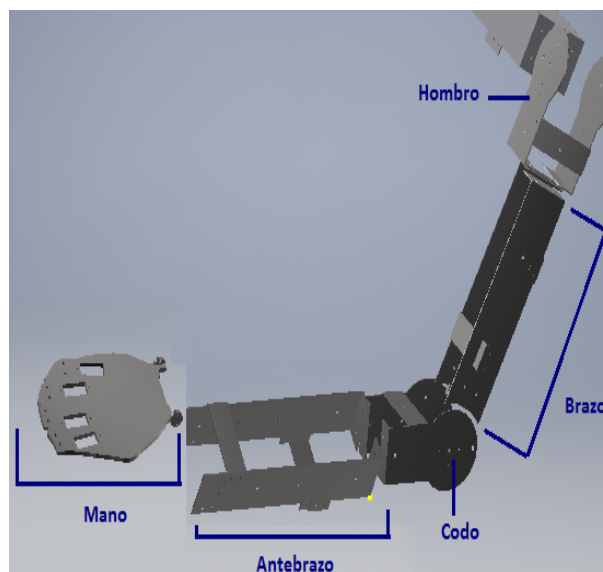


Figura 4.45: Estructura interna del prototipo
Elaborado por: Investigador

Una vez impresas las piezas y construida la estructura interna se realizó el ensamblaje del prototipo para lo cual se fijaron los servomotores en la estructura de aluminio con tornillos de 3x15mm empezando por la sección del hombro hasta llegar a la sección de la mano como se muestra en la figura 4.46. Después de fijar dos servomotores a la estructura se unieron las diferentes secciones del prototipo utilizando torillos de 3x 10mm

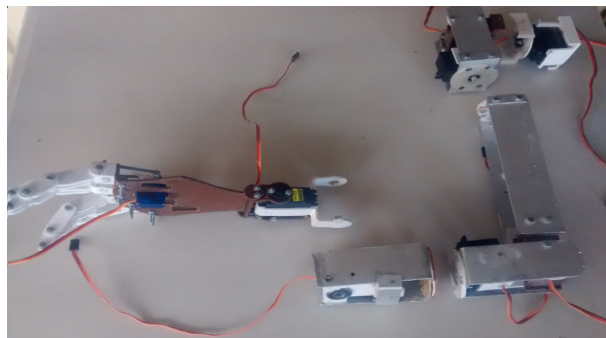


Figura 4.46: Fijación de servomotores
Elaborado por: Investigador

Después de unir las secciones del prototipo se recubrió con fibra de vidrio las distintas secciones del mismo para obtener un prototipo más estético como se muestra en la figura 4.47.

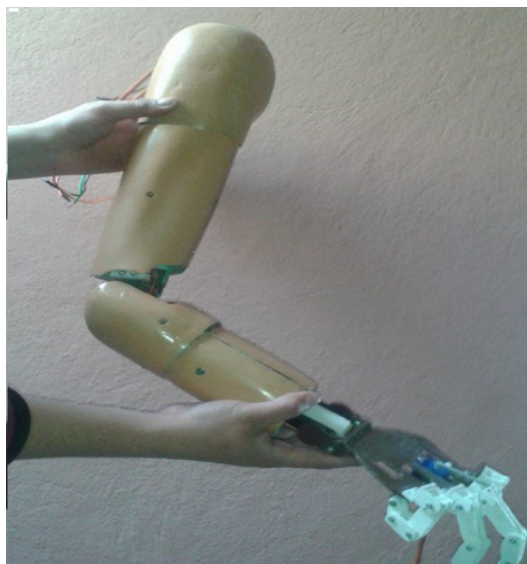


Figura 4.47: Recubrimiento del prototipo
Elaborado por: Investigador

Una vez terminada la construcción del prototipo de prótesis este cuenta con 12 GDL un peso de 2 kg una aproximación al brazo de una persona.

4.4.10. Control del prototipo

La etapa de control se realizó con una tarjeta electrónica arduino Mega que posee 54 salidas digitales de las cuales 15 poseen salidas PWM, la cual se empleó debido a su tamaño, no necesita de dispositivos externos para programarlo, por el número de salidas PWM necesarias para el control del prototipo en este caso 9 actuadores y por el número de entradas analógicas las cuales son suficientes para recibir la señal de posición.

El procedimiento de control consiste en enviar un comando de control desde Matlab una vez que el clasificador toma la decisión de que movimiento debe realizar el prototipo, arduino lee los datos el cual contiene el servomotor que se activara y la dirección de movimiento correspondientes al movimiento deseado como se puede visualizar en la tabla 4.7 , una vez que arduino posicione los servomotores por medio de su mecanismo interno de acuerdo a los ángulos recibidos este se realimenta enviando por las entradas analógicas y el angulo en el cual se posiciono como se muestra en la figura4.48



Figura 4.48: Control del prototipo
Elaborado por: Investigador

La posición de los actuadores es controlada mediante el mecanismo interno que poseen el cual consiste en un comando de entrada que pasa por el contador de error (Comparador) donde se establece el error e como la diferencia entre el valor de consigna y la realimentación $e = \theta_r - \theta_m$, es decir entre lo comandado y lo ejecutado, siendo θ_m la realimentación o el ángulo actual indicado por el sensor interno y θ_r el valor de consigna o el ángulo deseado por la componente de continua de la señal PWM

Servomecanismo.- El dispositivo devuelve una señal de realimentación que relaciona la orden recibida con la ejecutada la cual entra en el contador de error con el objetivo de mantener a cero el valor de la señal de error e, por medio de algoritmos de control, el control de un servomotor mediante su mecanismo interno es de lazo cerrado se muestra en la figura 4.49.49

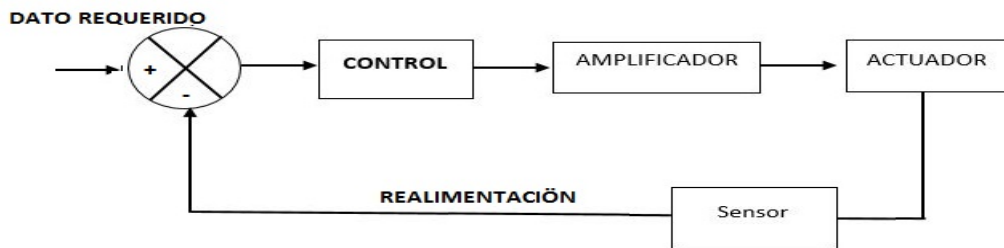


Figura 4.49: Control de lazo cerrado de un servomotor
Elaborado por: Investigador

El esquema de conexión de tarjeta de control con los servomotores del prototipo se muestra en la figura 4.50 .

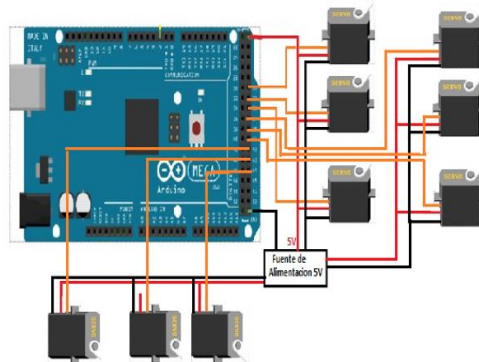


Figura 4.50: Esquema de conexión de servomotores
Elaborado por: Investigador

4.4.11. Circuito de alimentación de servomotores

Los servomotores (Turborix MG995) utilizados en las secciones comprendidas entre el hombro y la muñeca consumen una corriente máxima de 1.5 A y 5V, mientras que los servomotores (Tower-Pro SG90) ubicados en la palma de la mano consumen una corriente máxima de 300mA y 5V.

Teniendo en cuenta la corriente que consumen los servomotores es necesario de un

convertidor de voltaje de $12V_{cc}$ a $5V_{cc}$ que soporte un corriente mayor a la que consumen los servomotores.

En la 4.51 se muestra un regulador de voltaje de alta corriente basado en el LM317 pero con un bypass transistorizado 2N3055 que le permitirá a este regulador .

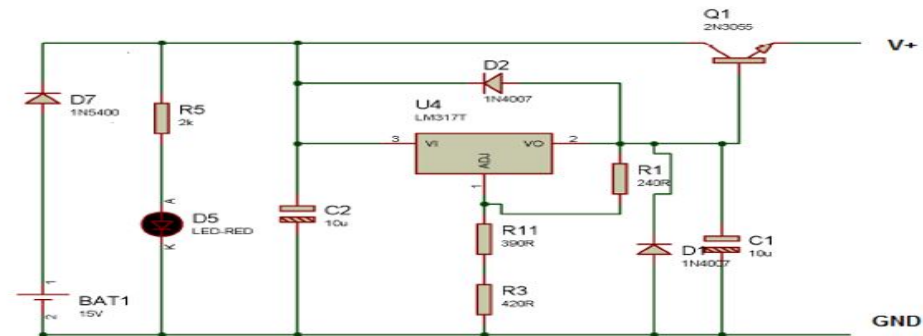


Figura 4.51: Circuito de alimentación de Actuadores
Elaborado por: Investigador

4.5. Pruebas de funcionamiento

Las primeras pruebas se realizaron de las etapas de la tarjeta de adquisición.

- Circuito de protección.-** Se realizaron pruebas con una señal analógica a la entrada de $2.64V$, la señal se recorta evitando el paso de tensiones superiores a $\pm 0.58V$ como se muestra en la figura 4.52a protegiendo al circuito y al usuario de picos de tensión, dada con una señal de $400mV$ en la entrada en la salida de dicho circuito esta no es recortada como se muestra en la figura 4.52b debido a que no supera los $\pm 0.58V$.

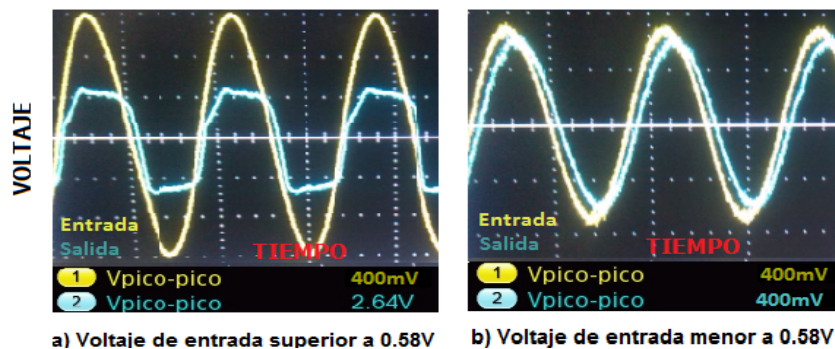


Figura 4.52: Salida del circuito de protección
Elaborado por: Investigador

- Circuito Pre-Amplificador.-** Con una señal de entrada de $264mV$ en la salida del circuito pre-amplificador se obtiene una señal con una ganancia de 10 veces como se muestra en la figura 4.53.

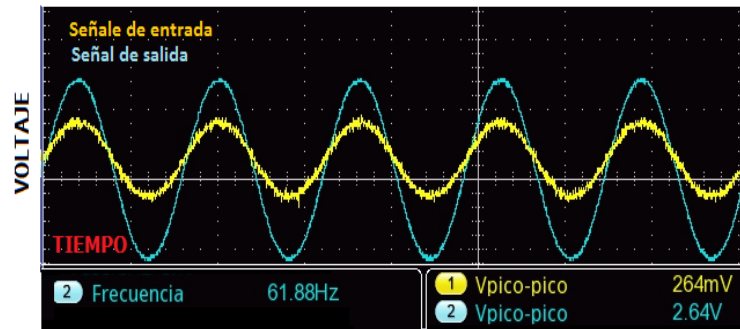


Figura 4.53: Salida del circuito pre-amplificador
Elaborado por: Investigador

La salida de la última etapa es una señal de analógica desfasada 180° debido a que la señal analógica de $400mV$ está conectada en la entrada negativa y la entrada positiva está conectada a GND del amplificador de instrumentación esta señal tiene una amplitud de $2.64V$ y esta desplazada en la parte positiva del eje Y, esta señal será la entrada al convertor A/D del microcontrolador

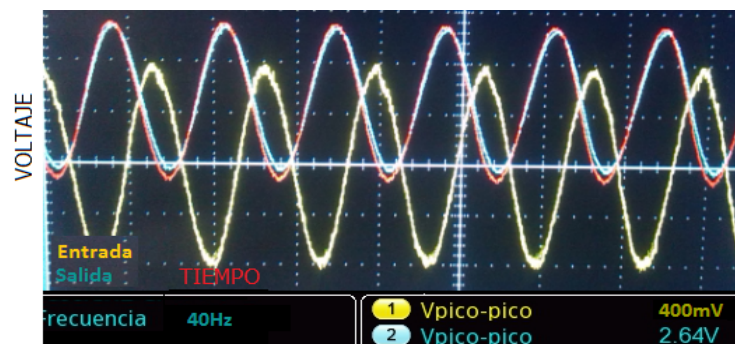


Figura 4.54: Salida del circuito acondicionador de señales
Elaborado por: Investigador

Después de comprobar la tarjeta de adquisición con una señal analógica se comprobó con señales EEG provenientes de los puntos C3, F3 (canal 1), estas señales tiene un voltaje de $130mV$ debido a que no superan los $\pm 0.58V$ la salida del circuito de protección no sufre cambios, la salida del pre-amplificador es la resta de las señales con una ganancia de 10 veces como se muestra en la figura 4.55.

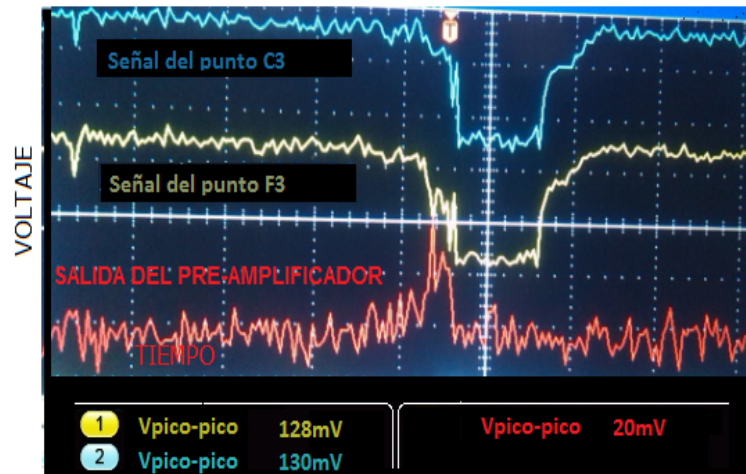


Figura 4.55: Salida del pre-amplificador de una señal EEG
Elaborado por: Investigador

La salida del circuito de acondicionamiento es una señal desplazada hacia la parte positiva del eje y con un voltaje de $4.5V$ como se muestra en la figura 4.56, evitando así los voltajes negativos que ocasionarían daños al microcontrolador.

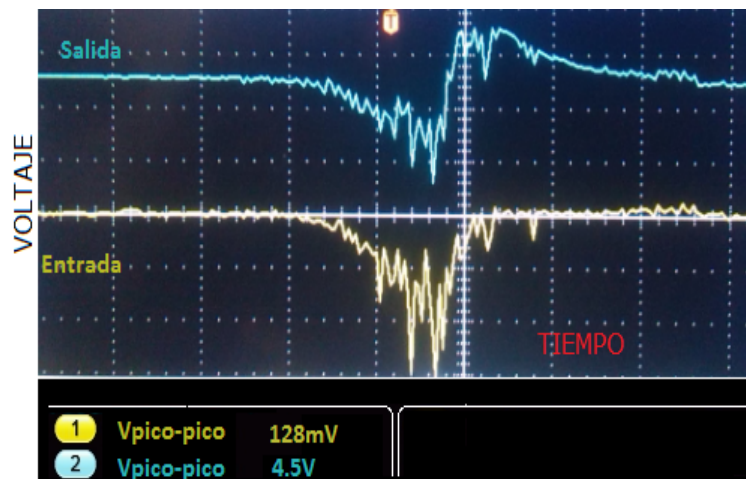


Figura 4.56: Señal EEG a la salida del acondicionador
Elaborado por: Investigador

A continuación se detallan las pruebas del sistema BCI implementado para el prototipo de prótesis de un brazo con 12 GDL controlada mediante ondas cerebrales.

En la figura 4.57 se observan las pruebas de funcionamiento de la adquisición y visualización de las señales EEG correspondientes a los dos canales

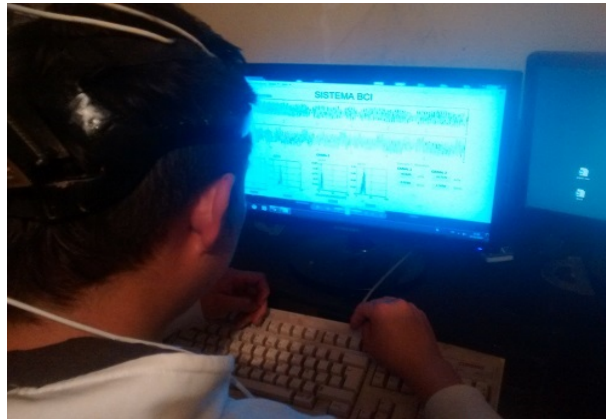


Figura 4.57: Pruebas de adquisición y visualización de señales EEG
Elaborado por: Investigador

En la figura 4.58 se observan las pruebas de funcionamiento de las técnicas de extracción de características en donde se puede visualizar los valores de las características correspondientes a la imaginación de un movimiento.

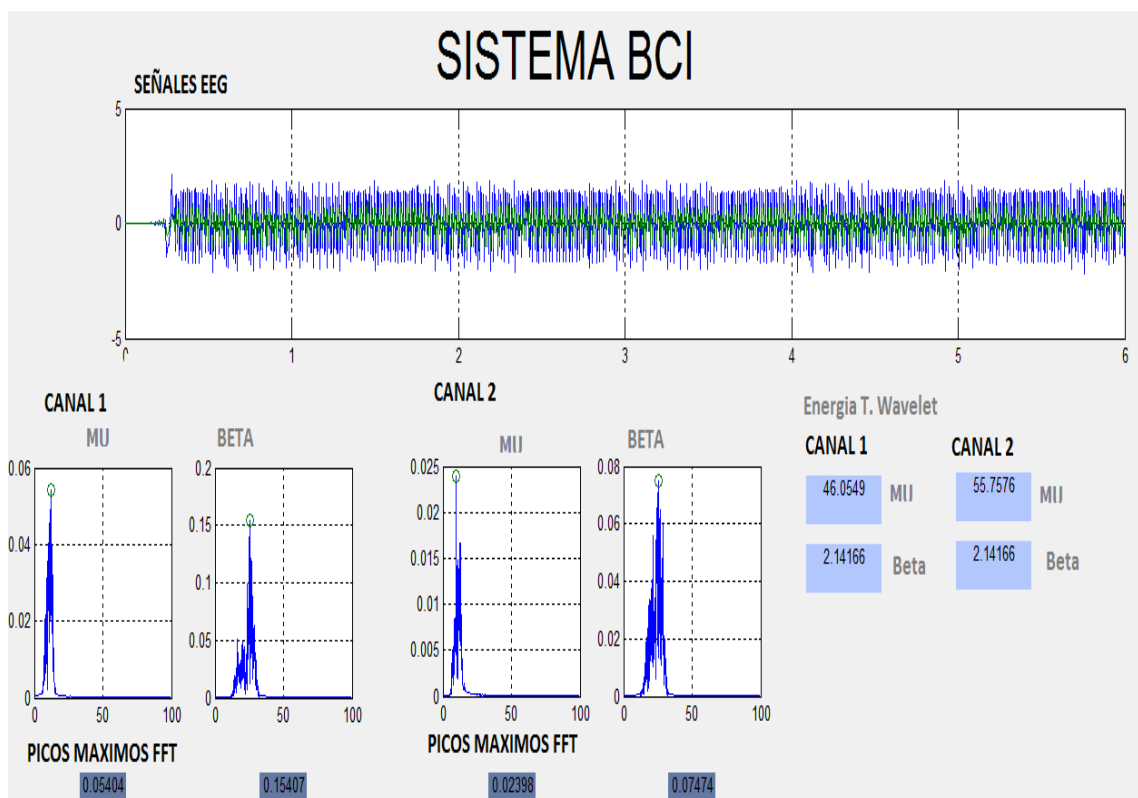


Figura 4.58: Pruebas de Extracción de características
Elaborado por: Investigador

Estas características corresponden al movimiento de rotación lateral con un ángulo de 80° según la tabla 4.4.

En la figura 4.59 se observan las pruebas de funcionamiento del prototipo en donde se puede visualizar al usuario, la interfaz BCI y el prototipo de prótesis.



Figura 4.59: Funcionamiento del prototipo
Elaborado por: Investigador

4.5.1. Análisis de resultados

Para analizar los resultados se compararon dos estados mentales el estado de relajación tomado como base y el estado al imaginar un movimiento en concreto en este caso el movimiento de cerrar la mano y se obtuvieron los siguientes datos como se muestra en la figura 4.60

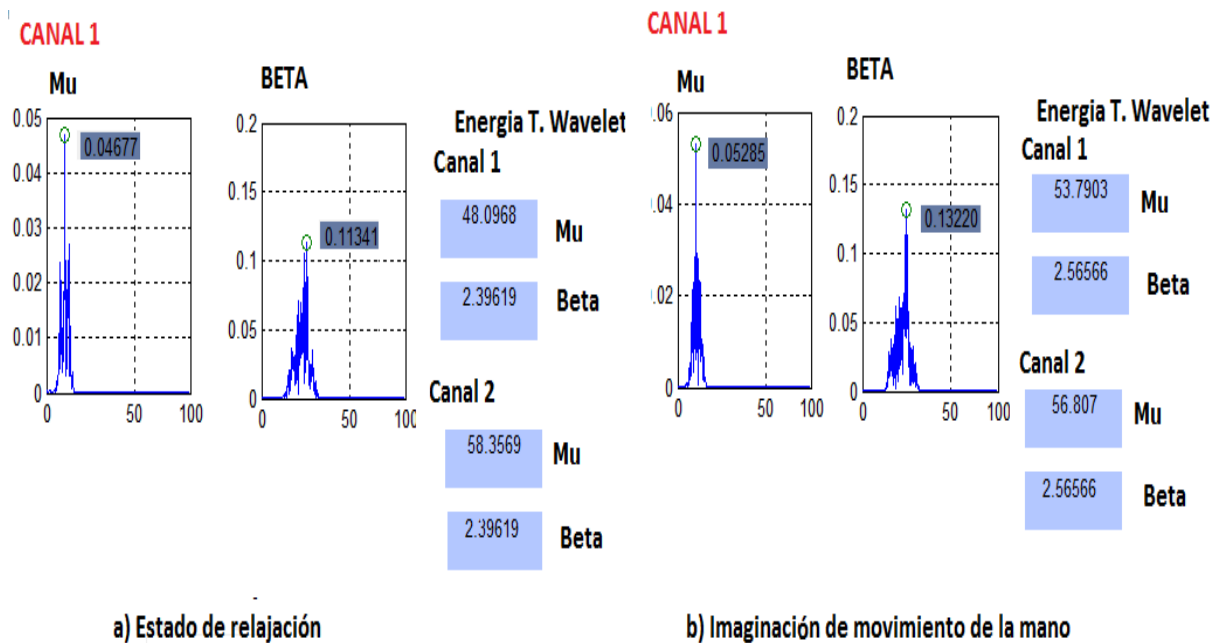


Figura 4.60: Comparación de resultados
Elaborado por: Investigador

En la siguiente figura 4.61 se puede visualizar la mano del prototipo cerrada así como la respuesta de los actuadores de las misma.

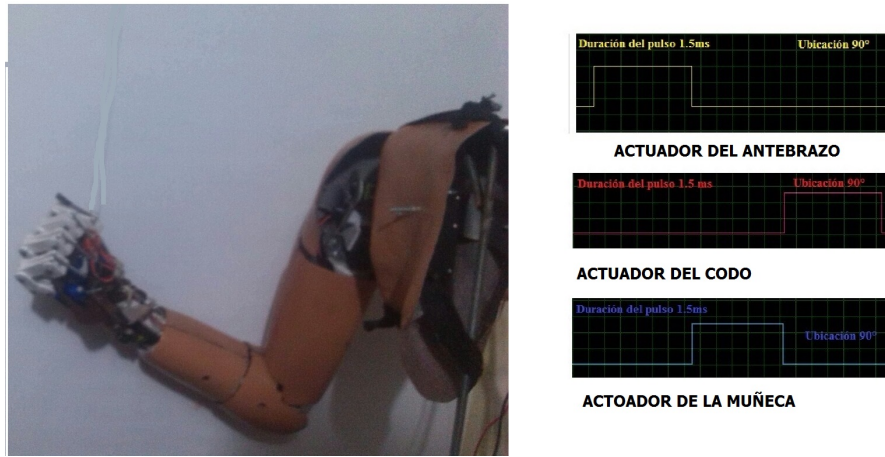


Figura 4.61: Respuesta de los actuadores de la mano
 Elaborado por: Investigador

Se puede observar una comparación entre la posición ideal del prototipo la cual se calculo con la cinemática directa como se muestra en la figura 4.62a y la posición real del prototipo a la cual se posiciona mediante la realimentación y el calculo de la cinemática inversa como se muestra en la figura 4.62b.

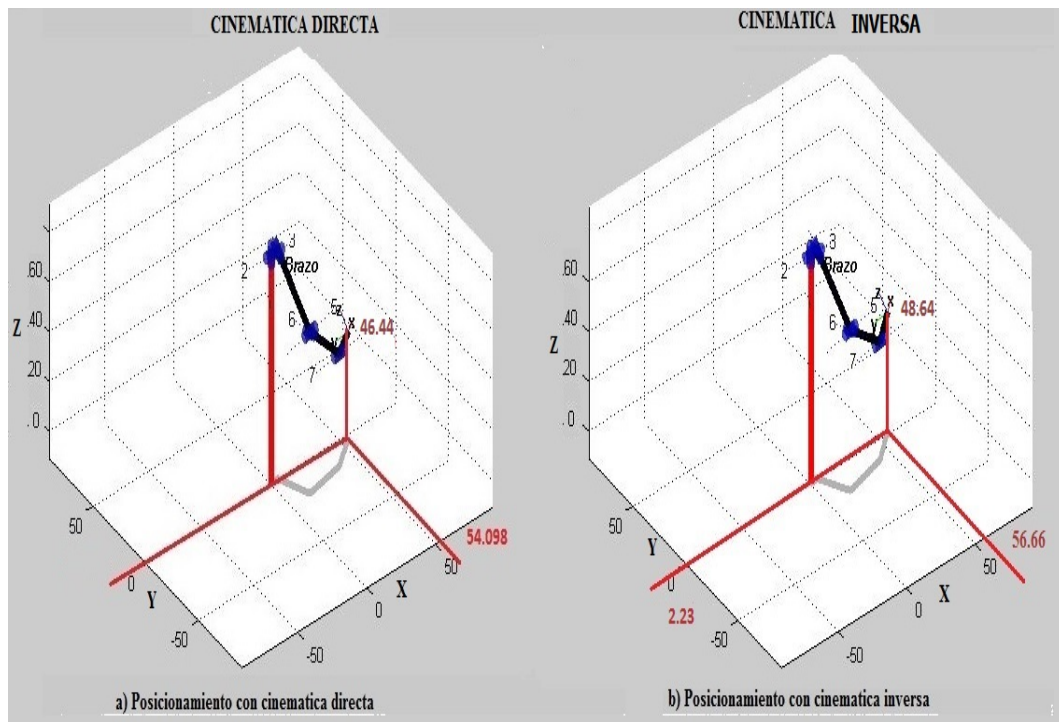


Figura 4.62: Comparación de Cinemática Directa e Indirecta
 Elaborado por: Investigador

En la tabla se observa los ángulos ideales y los ángulos que se obtuvieron con la realimentación:

Tabla 4.18: Comparación entre ángulos calculados los ángulos reales

Ángulos	Ángulos reales
$\theta_1 = 60^0$	$\theta_1 = 62.4^0$
$\theta_2 = 45^0$	$\theta_2 = 47.7^0$
$\theta_3 = 90^0$	$\theta_3 = 92.6^0$
$\theta_4 = 60^0$	$\theta_4 = 62.4^0$
$\theta_5 = 90^0$	$\theta_5 = 93^0$
$\theta_6 = 36^0$	$\theta_6 = 36^0$

Elaborado por Investigador

Por consiguiente la posición calculada mediante la cinemática directa del prototipo es diferente a la posición real obteniendo las siguientes posiciones:

- posición calculada: $(px, py, pz) = (54.098, 0, , 46.44)$
- Posición real: $(px, py, pz) = (56.66, 2.23, , 48.64)$

Analizando los resultados se puede observar que al imaginar el movimiento de cerrar la mano los picos máximos de la FFT son mayores, la energía de la señal detalle (D1) calculada mediante la transformada wavelet es mayor en los dos canales después de realizar un total de 3 pruebas comparando estos estados se obtuvieron los datos de la siguiente tabla 4.19

Tabla 4.19: Datos de características

	Relajación				Movimiento			
	Pico máx μ	F μ	Pico β	F β	Pico máx μ	F μ	Pico β	F β
1	0.046	10.5	0.11	24.68	0.052	8.68	0.14	26.85
2	0.048	9.84	0.12	25.01	0.053	8.98	0.13	25.62
3	0.050	10.53	0.14	23.24	0.055	9.01	0.15	26.97
4	0.043	10.34	0.10	24.70	0.051	9.10	0.14	27.05
5	0.042	10.50	0.11	24.03	0.048	9.26	0.13	25.98
6	0.047	10.36	0.12	24.35	0.048	9.06	0.15	26.98

Elaborado por: Investigador

Por medio del análisis espectral con la FFT los datos demuestran que siempre existen diferencias entre en estado base (relajación) y la imaginación de un movimiento estas diferencias se ven reflejadas en los distintos valores de los picos de las ondas μ y β así como la frecuencia en la que ocurren.

Para el análisis de resultados se realizaron un total de 10 pruebas con la misma intensidad de movimiento en este caso cerrar la mano sin un previo entrenamiento los resultados en la tabla 4.20.

Tabla 4.20: Resultados ante la intención de movimiento sin entrenamiento

Intensión de movimiento	Verdadero	Falso
Prueba 1	✓	
Prueba 2		✓
Prueba 3		✓
Prueba 4		✓
Prueba 5	✓	
Prueba 6		✓
Prueba 7		✓
Prueba 8		✓
Prueba 9		✓
Prueba 10		✓

Elaborado por: Investigador

En la siguiente figura 4.63 se muestra la mano del prototipo abierta y la respuesta de los actuadores de la misma.

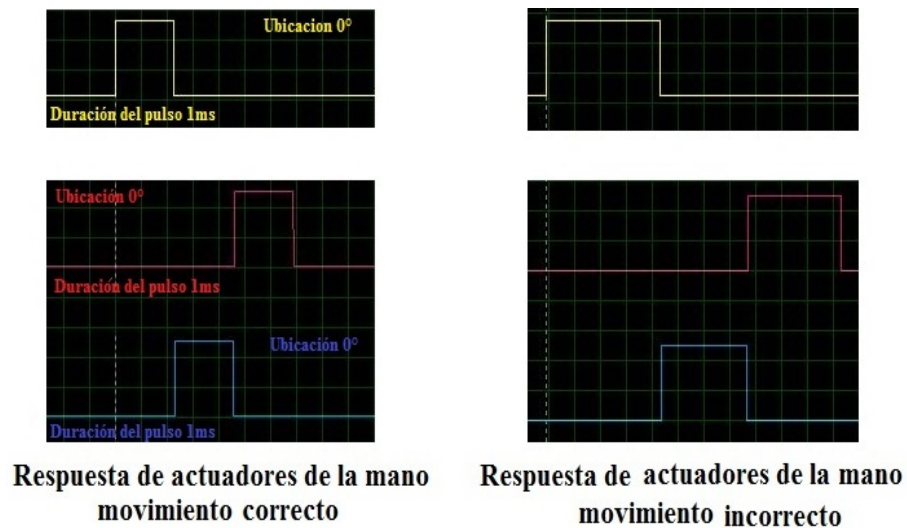


Figura 4.63: Comparación de la respuesta de actuadores

Elaborado por: Investigador

Al analizar los resultados se puede deducir que el control del prototipo tiene en 20% de aciertos sin un previo entrenamiento con la misma intención de movimiento para analizar el porcentaje de acierto del control del prototipo los resultados se muestra en la tabla 4.21.

Tabla 4.21: Resultados ante la intención de movimiento con entrenamiento

Intensión de movimiento	Verdadero	Falso
Prueba 1		✓
Prueba 2	✓	
Prueba 3	✓	
Prueba 4		✓
Prueba 5	✓	
Prueba 6		✓
Prueba 7	✓	
Prueba 8		✓
Prueba 9		✓
Prueba 10	✓	

Elaborado por: Investigador

El control del prototipo una vez entrenado por un periodo de dos meses alcanza un porcentaje de 50 % de aciertos en la intención de un movimiento, lo que demuestra que mientras el usuario pueda concentrarse en un pensamiento o un movimiento en específico hasta alcanzar la claridad del mismo puede aumentar el porcentaje de aciertos y tener un mayor control sobre el prototipo.

4.6. Costo del proyecto

El costo de los componentes del Prototipo de prótesis de un brazo con 12 GDL controlada mediante las ondas cerebrales se detalla en la tabla 4.22

Tabla 4.22: Costo de los materiales para el proyecto

Descripción	Cantidad	Valor U	Valor Total
Arduino Mega	1	\$30	\$30
Electrodos Activos	4	\$15	\$60
Electrodo Pasivo	2	\$10	\$20
Amplificador de Instrumentación AD620	3	\$8	\$24
Servomotores	6	\$35	\$210
MicroServos	3	\$10	\$30
C.I 7805	8	\$0.75	\$6
Impresión 3D de Componentes	-	-	\$450
Plancha de Aluminio 1mx1m	1	\$50	\$50
Tornillos	100	\$0.05	\$5
Componentes electrónicos	-	-	\$50
		Total	935

Elaborado por: Investigador

Capítulo 5

Conclusiones y Recomendaciones

5.1. Conclusiones

- La combinación de las diferentes articulaciones del brazo se complementan permitiendo a este un gran numero de movimientos, ninguna articulación analizada presenta un rango de movilidad mayor a 180 grados para el prototipo se consideraron las articulaciones mas importantes para imitar una gran parte de los movimientos del brazo humano.
- Las distintas etapas de la tarjeta de adquisición permiten que la señal este libre de ruido provocado por la presencia de la red eléctrica, lo que se logra mediante la implementación de los distintos filtros dado que la tarjeta de adquisición es una parte fundamental que conforma en sistema BCI.
- Las características correspondientes a un patrón son distintas entre usuarios dado que los potenciales generados por la actividad cerebral son diferentes, estas características pueden variar dependiendo del estado del usuario si esta cansado, nervioso presenta patrones distintos con características distintas generando errores y falsos aciertos en realizar un movimiento, incluso la ubicación de los electrodos alteraría las características de un patrón.
- Al analizar los datos obtenidos en las pruebas de funcionamiento se concluyo que el prototipo tienen una mejor respuesta si el usuario tiene un alto nivel de concentración en un pensamiento o movimiento en especifico lo que se logra tras varios meses de entrenamiento.

5.2. Recomendaciones

- Los sensores que captan las señales EEG deben ubicarse correctamente para evitar el movimiento de los mismo ya que esto provoca distorsiones en la señal y por lo tanto una mala adquisición lo que por consecuencia causaría un mal funcionamiento.
- Se deben tomar en cuenta los movimientos de las articulaciones más importantes así como sus respectivos movimientos y sus límites de movilidad ya que el diseño del prototipo se basa en los movimientos del brazo de una persona.
- Las distintas etapas de la tarjeta de adquisición debe ser diseñadas de acuerdo a los valores dimensionados y a su vez debe comprobarse el correcto funcionamiento de dichas etapas, ya que si existe un error la adquisición de señales EEG puede estar influenciada por ruido lo que distorsionara las señales evitando obtener señales aptas para el procesamiento.
- En el diseño estructural del prototipo se recomienda contar con un instrumento de precisión para dimensionar correctamente los componentes y así no cometer errores, debido a que estos errores pueden ocasionar que los actuadores se atasquen evitando que el prototipo funcione correctamente.
- El usuario debe encontrarse en un estado de relajación cada vez que empieza a utilizar la interfaz y debe tener una buena concentración en el momento de imaginar un movimiento para poder recrear una aproximación a las características de un patrón o clase y así el sistema pueda obtener una mejor respuesta ante la intensión de movimiento.
- Con el número de sensores utilizado en el prototipo funciona correctamente pero se recomienda aumentar el número de sensores para obtener características relacionadas con las distintas zonas del cerebro como la visual, auditiva permitiendo extraer características del usuario el cual este consiente del entorno en el que se encuentra.

Bibliografía

- [1] J. M. Dorador González, P. Ríos Murillo, I. Flores Luna, and A. Juárez Mendoza, “Robótica y prótesis inteligentes,” *Revista digital universitaria*, vol. 6, no. 1, pp. 1–15, 2005.
- [2] P. Córdoba Mendoza, “Discapacidad y exclusión social en panamá: entre instituciones y legislación, el individuo excluido,” Master’s thesis, 2009.
- [3] E. Fernández-Conde Alarcón, “Diseño y experimentación de sistemas de evaluación y tratamiento psicológico de personas que sufren amputaciones traumáticas,” *Mapfre Medicina*, vol. 12, no. 2, pp. 127–137, 2001.
- [4] CONADIS, “Personnas con discapacidad fisica en ecuado.” [Online]. Available: <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadistica/index.html>.
- [5] O. Páramo, “Uso de la telekinesia para mover prótesis,” *Gaceta*, 2012.
- [6] J. L. Collinger, B. Wodlinger, J. E. Downey, W. Wang, E. C. Tyler-Kabara, D. J. Weber, A. J. McMorland, M. Velliste, M. L. Boninger, and A. B. Schwartz, “High-performance neuroprosthetic control by an individual with tetraplegia,” *Lancet*, vol. 381, pp. 557–64, 2013.
- [7] S. Adee, “Mastering the brain-computer interface,” *IEEE Spectrum*, 2008.
- [8] J. D. Asimbaya Molina and J. A. Suasnavas Tipán, “Diseño e implementación de un prototipo brain computer interface (bci), para la manipulación de una pinza robótica utilizando comunicación bluetooth.,” 2014.
- [9] L. Ulloa and E. Pablo, “Control de un brazo robótico mediante ondas generadas por la actividad cerebral.,” 2011.
- [10] A. N. Bermúdez Cicchino, *Técnicas de procesamiento de EEG para detección de eventos*. PhD thesis, Facultad de Ingeniería, 2014.
- [11] M. C. Diamond, A. B. Scheibel, and L. M. Elson, *El cerebro humano*. 1996.

- [12] P. A. O. Caballero, *Diseño de Mecanismos de Procesamiento interactivos para el análisis de ondas cerebrales*. PhD thesis, Tesis Pregrado, 2005.
- [13] J. F. D. Saa, J. R. E. Gutierrez, and J. D. M. Rocha, “Diseño y construcción de un electroencefalógrafo de 32 canales,”
- [14] S. Sanei and J. A. Chambers, *EEG signal processing*. Hoboken, NJ: Wiley, 2007.
- [15] J. P. Ortiz González and M. J. Reinoso Avecillas, *Diseño y construcción de un prototipo de electroencefalógrafo para adquisición de señales cerebrales*. PhD thesis, 2010.
- [16] N. González and J. Francisco, “Diseño y desarrollo de un sistema para el control mental de prótesis utilizando una interfaz cerebro-computadora (bci),” 2014.
- [17] H. Muñoz and C. Nureibis, “Estudio de técnicas de análisis y clasificación de señales eeg en el contexto de sistemas bci (brain computer interface),” Master’s thesis, 2014.
- [18] G. Rodríguez Bermúdez, P. J. García Laencina, D. Brizion, and J. Roca Dorda, “Adquisición, procesamiento y clasificación de señales eeg para diseño de sistemas bci basados en imaginación de movimiento,” 2013.
- [19] E. Leidland, “Brain computer interface-neurophysiology and experimental examples,” 2011.
- [20] S. E. B. Franco *et al.*, *Diseño con amplificadores operacionales y circuitos integrados analógicos*. 2005.
- [21] M. G. Miguel and E. M. Bolado, *Instrumentación electrónica: transductores y acondicionadores de señal*, vol. 15. Ed. Universidad de Cantabria, 2010.
- [22] F. Peláez and G. González Díaz, “Apuntes de electrónica analógica,” 2015.
- [23] L. Alvarez Osorio, “Acondicionamiento de señales bioeléctricas,” 2007.
- [24] I. Cifuentes, “Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas,” *Universidad Autónoma de Yucatán, Facultad de matemáticas. Merida-Yucatán*, 2010.
- [25] K. S. y Anna Esparcia, “Interfaz cerebro-computadora,” 2004.

- [26] G. CASTILLO CASTILLO, J. DURAN ZENTENO, and I. VARGAS LUIS, *PROTESIS MIOELECTRICA DEL MIEMBRO SUPERIOR DERECHO*. PhD thesis, 2009.
- [27] M. Nordin, V. H. Frankel, and K. Forssén, *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. McGraw-Hill. Interamericana, 2004.
- [28] F. H. Martini, M. J. Timmons, R. B. Tallitsch, W. C. Ober, L. Cocco, L. Manzoli, and G. Zummo, *Anatomía humana*. EdiSES, 2012.
- [29] A. F. Biomecánica, *Autor: Rene Cailliet*.
- [30] A. T. VELAZQUEZ SANCHEZ, *CARACTERIZACION CINEMATICA E IMPLEMENTACION DE UNA MANO ROBOTICA MULTIARTICULADA*. PhD thesis, 2008.
- [31] L. Puglisi and H. Moreno, “Prótesis robóticas,” *Revista del Departamento de Automática e Informática Industrial*, pp. 1–2, 2006.
- [32] C. Q. Burgos and O. A. V. Albán, *Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres*. PhD thesis, Tesis de Maestría, Universidad del Cauca, Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones, Popayan, Colombia, 2010.
- [33] J. D. Montes and J. D. González, “Mecanismos de transmisión y actuadores utilizados en prótesis de mano,” 2009.
- [34] R. Cabás Ormaechea, “Metodología de diseño de manos robóticas basada en los estados de su sistema accionador,” 2011.
- [35] B. Rivera and D. Esteban, “Diseño y construcción de un simulador de transmisiones automáticas, mediante microcontroladores eléctricos con software para los vehículos hyundai santa fe dm,” 2015.
- [36] B. William, *Sistema de control electrónico en ingeniería mecánica y eléctrica*. 2006.
- [37] W. Bolton, *Mecatrónica: Sistemas de control electrónico en la ingeniería mecánica y eléctrica*. Marcombo, 2001.
- [38] R. L. Mott, S. S. Sánchez, Á. H. Fernández, and J. V. Sánchez, *Diseño de elementos de máquinas*. Pearson Educación, 2006.

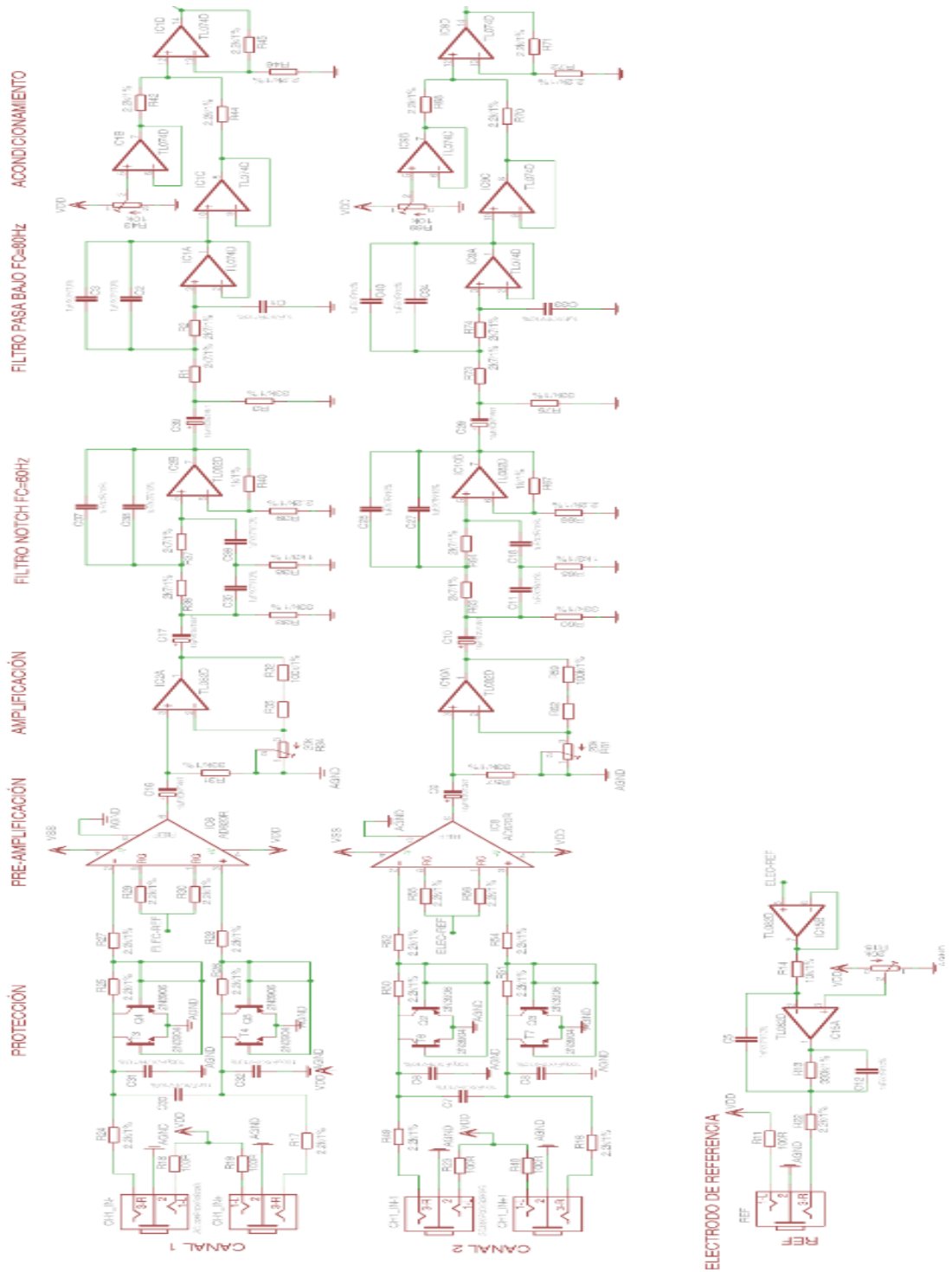
- [39] B. Antonio, P. L. Felipe, B. Carlos, and A. Rafael, *Fundamentos de robótica*. 1997.
- [40] A. Griffith, “An exploration of the open eeg project,” *CHG Wright? s BioData Systems*, 2006.
- [41] Olimex, “Electrodes.” [Online]. Available:, 2012. <https://www.olimex.com/Products/EEG/Electrodes/>.
- [42] MathWorks, “Matlab.” [Onlene]. Available:. <https://es.mathworks.com/products/matlab.html>.
- [43] AUTODESK, “Inventor.” [Onlene].Available:. <http://latinoamerica.autodesk.com/products/inventor/overview>.
- [44] K. O. Chris Carter, Michael Carnevale, “Neuromancer a wireless eeg machine designed for easy bci implementation,” 2011.
- [45] P. Driessen, “The experimental portable eeg/emg amplifier,” *Victoria, BC, Canadá: University of Victoria*, 2003.
- [46] G. Borja, T. Ortega, and A. Romero, “Diseño e implementación de un equipo para la adquisición y visualización en pc de señales electroencefalográficas,”
- [47] A. Martínez García *et al.*, “Estudio técnico de configuraciones operacionales para el diseño de etapas de amplificación para el registro de biopotenciales,” 2013.
- [48] Arduino, “Arduino nano.” <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardNano>.
- [49] D. A. Méndez Alvarado and E. L. Lema Condo, “Diseño, construcción e implementación de un prototipo de estimulación audiovisual para el análisis de las ondas alfa,” 2013.
- [50] D. J. Matich, “Redes neuronales: Conceptos básicos y aplicaciones,” *Cátedra de Informática Aplicada a la Ingeniería de Procesos–Orientación I*, 2001.
- [51] C. HERNÁNDEZ and C. F. G. Montaya, *Diseño de un sistema emulando el movimiento articulado de una mano, brazo y antebrazo*. PhD thesis, Tesis de Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecatrónica. Cuernavaca: Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, 2007.

- [52] R. Ávila, L. Prado, and E. González, “Dimensiones antropométricas de población latinoamericana,” *Universidad de Guadalajara: Centro de Investigaciones en Ergonomía*, pp. 24–276, 2001.
- [53] C. Santos and C. Mejía, “Diseño de un sistema emulando el movimiento articulado de una mano, brazo y antebrazo,” *Departamento de Ingeniería Mecatrónica, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Cuernavaca Morelos, México*, 2007.
- [54] H. C. Lajud, J. G. H. Pérez, M. A. O. Salazar, J. C. R. Diaz, and D. S. Wasik, “Diseño de un sistema articulado emulando el movimiento de una mano,” *Cuernavaca Morelos, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico*, 2006.

Anexos y Apéndices

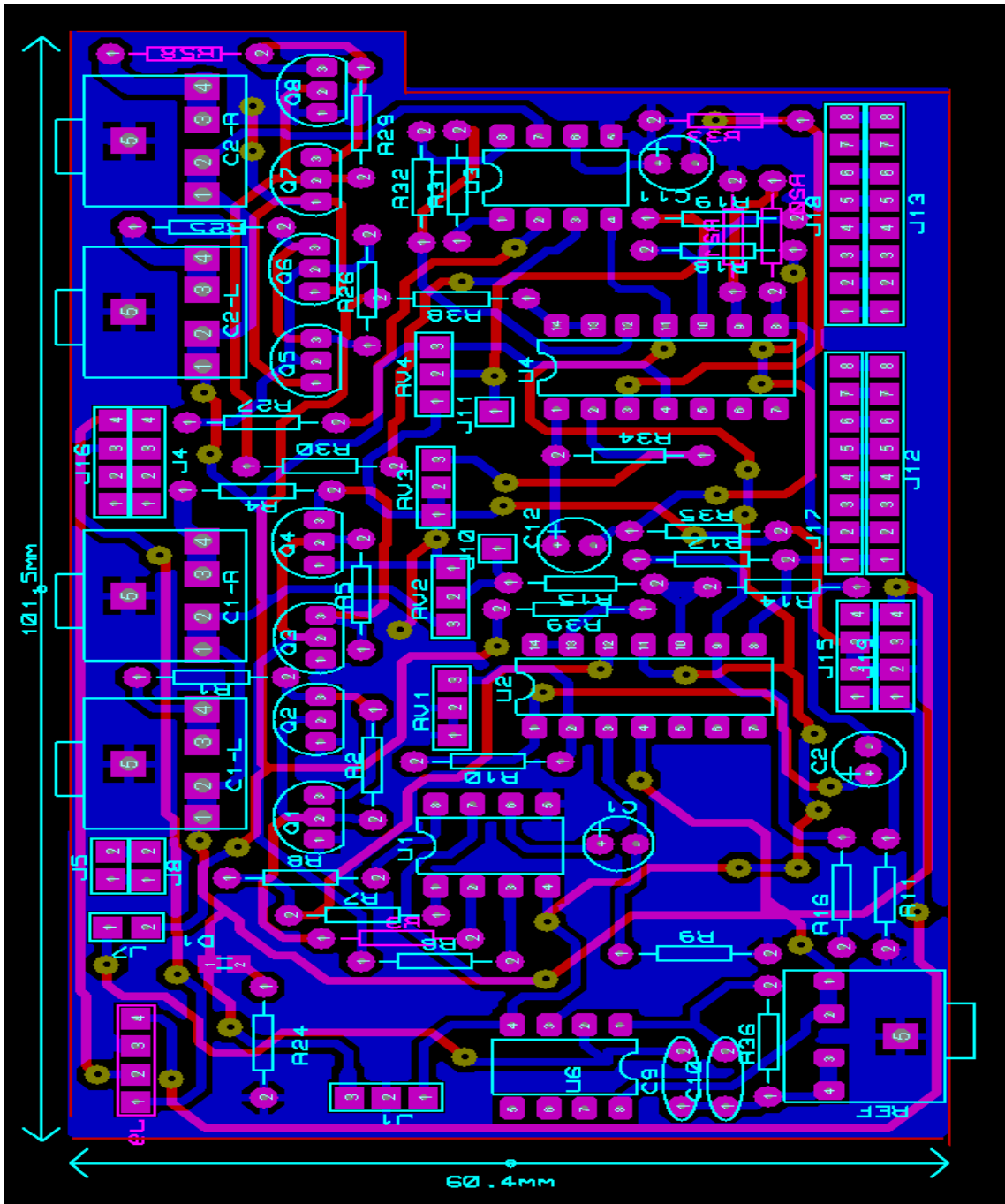
Anexo A

Esquema analógico de la tarjeta de adquisición



Anexo C

Diseño PCB de la tarjeta de Adquisición



Anexo D

Código de adquisición en Arduino y Matlab

```
int canal1 = 0;
int canal2 = 0;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  digitalWrite(ADCSRA,ADPS0,1);
  digitalWrite(ADCSRA,ADPS1,1);
  digitalWrite(ADCSRA,ADPS2,1);
}
void loop() {
  canal1 = analogRead(A0);
  canal2 = analogRead(A1);

  Serial.print(canal1);
  Serial.print(",");
  Serial.println(canal2);
}
```

Código de Arduino

```
%BORRA PREVIOS
delete(instrfind({'Port'},{'COM2'}));
%CREAR OBJETO SERIAL
puertos = serial('COM2','BaudRate',9600);
%ABRE EL PUERTO
fopen(puerto);
%TIEMPO DE CAPTURA
tmax = 10;
rate = 30;
C1=zeros(1*tmax*rate);
C2=zeros(1*tmax*rate);
i = 1;
%GRAFICA LA SEÑAL
l1 = line(nan,nan,'Color','r','LineWidth',1);
l2 = line(nan,nan,'Color','b','LineWidth',1);
while t<tmax
  % LEE EL PUERTO SERIAL
  adatos = fscanf(puerto,'%d','%d');
  C1(i)=a(1)*5/1024;
  C2(i)=a(1)*5/1024;
  % dibujar en la figura
  x = linspace(0,i/rate,i);
  set(l1,'YData',C1(1:i),'XData',x);
  set(l2,'YData',C2(1:i),'XData',x);
  drawnow
  i = i+1;
end
```

Código de Matlab

Anexo E

Código de Filtros

```
%FILTRO ONDAS BETA CANAL1 Y CANAL2

Fny = Fs/2;    % FRECUENCIA DE NYQUIST
N    = 50;     % ORDEN DEL FILTRO
% FRECUENCIA DE CORTE ONDAS BETA

Fcb1 = 14;     % PRIMEAR FRECUENCIA DE CORTE
Fcb2 = 26;     % SEGUNDA FRECUENCIA DE CORTE

%CALCULAR LOS COEFICIENTES UTILIZANDO LA FUNCIÓN FIR1
bb1 = fir1(N, [Fcb1 Fcb2]/Fny, 'bandpass');
bb2 = fir1(N, [Fcb1 Fcb2]/Fny, 'bandpass');

%FILTRA LOS DATOS DE ENTRADA BUTTER
fpbb1=filter(bb1,1,fpb1);

%FILTRO ONDAS MU CANAL1 Y CANAL2

Fny = Fs/2;    % FRECUENCIA DE NYQUIST
N    = 50;     % ORDEN DEL FILTRO
Fca1 = 8;      % PRIMEAR FRECUENCIA DE CORTE
Fca2 = 10;     % SEGUNDA FRECUENCIA DE CORTE

%CALCULAR LOS COEFICIENTES UTILIZANDO LA FUNCIÓN FIR1.
bm1 = fir1(N, [Fca1 Fca2]/Fny, 'bandpass');
bm2 = fir1(N, [Fca1 Fca2]/Fny, 'bandpass');

%FILTRA LOS DATOS DE ENTRADA
fpbm1=filter(bm1,1,fpb1);
fpbm2=filter(bm2,1,fpb2);
```

Anexo F

Código de la FFT

```
%FFT ONDA MU CANAL 1

tfm1=fft (fpbm1) ;
vtm1=linspace (0, Fs, length (fpbm1)) ;
tfm1=abs (tfm1 (1:fix (end/2))) ;
vtm1=vtm1 (1:fix (end/2)) ;
tfm1=2* (tfm1/Muestras) ;

%CALCULAR PROMEDIO DE FFT
tfpm1=mean (tfm1) ;

%LOCALIZAR PICO MAXIMO
[pfm1, indx]=max (tfm1) ;

fm1=vtm1 (indx) ;

%FFT ONDA MU CANAL 2

tfm2=fft (fpbm2) ;
vtm2=linspace (0, Fs, length (fpbm2)) ;
tfm2=abs (tfm2 (1:fix (end/2))) ;
vtm2=vtm2 (1:fix (end/2)) ;
tfm2=2* (tfm2/Muestras) ;

%CALCULAR PROMEDIO DE FFT
tfpm2=mean (tfm2) ;
%LOCALIZAR PICO MAXIMO
[pfm2, indx]=max (tfm2) ;
fm2=vtm2 (indx) ;
```

Anexo G

Código de la Transformada wavelet

```
%WAVELET CANAL 1 ONDA MU

[Cm1,Lm1]=wavedec(fpbm1,4,'db1');

%ca1A4 = appcoef(Ca1,La1,'db1',4);
%ca1D1 = detcoef(Ca1,La1,1);
%ca1D2 = detcoef(Ca1,La1,2);
%ca1D3 = detcoef(Ca1,La1,3);
%ca1D4 = detcoef(Ca1,La1,4);

Dm11 = wrcoef('d',Cm1,Lm1,'db1',1);
Dm12 = wrcoef('d',Cm1,Lm1,'db1',2);
Dm13 = wrcoef('d',Cm1,Lm1,'db1',3);
Dm14 = wrcoef('d',Cm1,Lm1,'db1',4);

%EXTRAER CARACTERISTICAS WAVELET

Em1=wenergy(Cm1,Lm1);

%PROMEDIO DE PICOS MAXIMOS
pwml=mean(swml);
```

Anexo H

Cinemática directa

```
clear all
clc

%CREA ESLABONES
L(1)=Link([pi/2 10 0 pi/2 0]);
L(2)=Link([pi/2 0 0 -pi/2 0]);
L(3)=Link([pi/2 30 0 pi/2 0]);
L(4)=Link([pi/2 0 0 -pi/2 0]);
L(5)=Link([pi/2 30 0 pi/2 0]);
L(6)=Link([pi/2 0 20 -pi/2 0]);

robo=SerialLink(L,'name','Brazo')

%POSICION INICIAL
q0=[-pi/2 pi/2 0 0 0 pi/2];

%GRAFICA EL ROBOT
robo.plot(q0)
robo.teach()

t=0:2:10;

q0=[-pi/2 p -pi/2 pi/2 0 0 pi/2 ];
q2=[h3 h2 h1 C1 C2 M2 ];

tray1=jtraj(q0,q1,t);

robo.plot(tray1)
```