



“Diseño, Construcción e Implementación de un Brazo Robótico controlado por Señales Mioeléctricas para personas con Discapacidad en Miembros Superiores”

DIEGO ANTONIO MARTINEZ CONTEIRO

**UNIVERSIDAD NACIONAL DE CAAGUAZU
FACULTAD DE CIENCIAS Y TECNOLOGIAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRONICA
Coronel Oviedo - Paraguay**

Año 2018

“Diseño, Construcción e Implementación de un Brazo Robótico controlado por Señales Mioeléctricas para personas con Discapacidad en Miembros Superiores”

Elaborado por

DIEGO ANTONIO MARTINEZ CONTEIRO

Tutor

ING. LEONARDO LEGUIZAMON

Trabajo presentado a la Facultad de Ciencias y Tecnología de la Universidad Nacional de Caaguazú, como requisito para la obtención del título de Ingeniero en Electrónica

**UNIVERSIDAD NACIONAL DE CAAGUAZU
FACULTAD DE CIENCIAS Y TECNOLOGIAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRONICA**

Coronel Oviedo - Paraguay

Año 2018

PÁGINA DE APROBACIÓN

Trabajo de fin de grado para la obtención del Título de Ingeniero Electrónico aprobado en representación de la Facultad Ciencias y Tecnología de la Universidad Nacional de Caaguazú, por el Tribunal Examinador constituido por los siguientes profesores.

Prof. Ing.

Prof. Ing.

Prof. Ing.

Dedicado a:

A Jesús y a la Virgen de Caacupé, por darme una segunda oportunidad de vivir y por estar conmigo en cada paso que doy, por fortalecer mi corazón e iluminar mi mente y por haber puesto en mi camino a aquellas personas que han sido mi soporte y compañía durante todo el periodo de estudio.

A mis padres Úrsula Conteiro y Feliciano Martínez, por darme la vida, por quererme mucho, creer en mí y porque siempre me apoyaron. Gracias por darme una carrera para mi futuro, todo esto se los debo a ustedes.

Mis hermanos, Francisco Orlando, María Belén, Sara Valentina y a mi sobrina Milagros Monserrat, por estar conmigo y apoyarme siempre, los quiero mucho.

A todos mis amigos por compartir los buenos y malos momentos conmigo y sobre todo apoyarnos en nuestra formación profesional.

A mis familiares que me han apoyado siempre de manera directa o indirectamente.

Agradecimientos:

Primeramente a mi tutor, el Ingeniero Leonardo Leguizamón, por su paciencia, dedicación, motivación, criterio y aliento. Al Ingeniero César Ferreira, por ser un guía en la elaboración del proyecto final de grado, han hecho fácil lo difícil. Ha sido un privilegio poder contar con su guía y apoyo.

Gracias a todas las personas de la Facultad de Ingeniería UNC@, por su atención y amabilidad en todo lo referente a mi vida como alumno de ingeniería.

Agradezco mucho la ayuda de mis compañeros y de mis maestros.

A todos mis familiares por su apoyo y a todas esas personas que están cerca de mí y que le regalan a mi vida algo de ellos.

“Diseño, Construcción e Implementación de un Brazo Robótico controlado por Señales Mioeléctricas para personas con Discapacidad en Miembros Superiores”

DIEGO ANTONIO MARTINEZ CONTEIRO

RESUMEN

En el presente proyecto final de grado se diseñó, construyó e implementó un prototipo del miembro superior controlado por señales mioeléctricas, siendo capaz de emular la naturaleza y ciertas funciones del miembro superior humano.

Para poder dar cumplimiento a los objetivos propuestos y así dar solución a los problemas que se destacaron, se establecieron los siguientes objetivos específicos: análisis y recolección de datos, estudio de las Señales Mioeléctricas, diseño del prototipo mediante Software, análisis y selección de los materiales, y por último, la construcción del prototipo para el sujeto de prueba y su posterior implementación en la vida real. La adquisición de las señales eléctricas que activan el movimiento de los músculos se logró por medio de un sistema de electromiografía superficial (EMG). Con ello se identificaron los patrones de las señales obtenidas indicando las diferentes funciones de la mano robótica y se tradujeron en movimientos mecánicos. Para captar las señales mioeléctricas se diseñó, construyó e implementó un sensor Electromiográfico con amplificadores de instrumentación y operacionales, además cuenta con tres electrodos secos de acero inoxidable. El procesamiento de las señales y la ejecución de los movimientos fueron realizados por un microcontrolador Arduino UNO. Para el diseño del prototipo se utilizó del escultor Francés Gael Langevin, realizando al diseño original unas modificaciones en puntos específicos mediante el dibujo asistido por computadora (CAD), y finalmente aprovechando la tecnología de impresión 3D se logró obtener el modelo físico de la prótesis teniendo como valor agregado su bajo costo. Finalmente, se logró además construir un control eficiente y versátil, similar a como se controla la mano humana.

Palabras claves: Arduino, Amplificador de instrumentación, Biofeedback, Electromiografía, Filtro Butterworth, Labview, Mioeléctrica, Servomotores, Sensores.

"Design, Construction and Implementation of a robotic arm controlled by myoelectric signals for Persons with Disabilities in Upper Limbs"

DIEGO ANTONIO MARTINEZ CONTEIRO

ABSTRACT

In the present final project of degree a prototype of the upper member controlled by myoelectric signals was designed, built and implemented, being able to emulate the nature and certain functions of the human upper limb. In order to comply with the proposed objectives and thus solve the problems highlighted, the following specific objectives were established: analysis and data collection, study of the Mioelectric Signals, prototype design through Software, analysis and selection of materials , and finally, the construction of the prototype for the test subject and its subsequent implementation in real life. The acquisition of electrical signals that activate the movement of muscles was achieved by means of a surface electromyography (EMG) system. With this, the patterns of the signals obtained were identified indicating the different functions of the robotic hand and were translated into movements mechanics To capture the myoelectric signals, an Electromyographic sensor with instrumentation and operational amplifiers was designed, built and implemented, and it also has three dry stainless steel electrodes. The processing of the signals and the execution of the movements was done by an Arduino UNO microcontroller. For the design of the prototype was used the French sculptor Gael Langevin, making the original design modifications at specific points by computer-aided drawing (CAD), and finally taking advantage of 3D printing technology was able to obtain the physical model of the prosthesis having as added value its low cost. Finally, it was also possible to build an efficient and versatile control, similar to how the human hand is controlled.

Key Words: Arduino, Instrumentation Amplifier, Biofeedback, Electromyography, Butterworth Filter, Labview, Myoelectric, Servomotors, Sensor.

CONTENIDO

PÁGINA DE APROBACIÓN	i
<i>Dedicado a:</i>	ii
<i>Agradecimientos:</i>	iii
RESUMEN	iv
ABSTRACT	v
CONTENIDO	vi
LISTA DE FIGURAS	xi
LISTA DE TABLAS	xvii
LISTA DE ABREVIATURAS	xix
I. INTRODUCCIÓN	1
II. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	4
CAPÍTULO 1	4
1.1. ANTECEDENTES HISTORICO	4
1.2. ESTADO DEL ARTE	6
1.3. DEFINICION DE TERMINOS BASICOS	7
CAPITULO 2	13
2.1. Introducción	13
2.2. El Brazo	14
2.3. El AnteBrazo	15
2.4. La Mano	16
2.5. Los Músculos del Cuerpo Humano	20
2.6. La Nutrición del Músculo	21
2.7. Contracción y Relajación Muscular	22
2.8. Reacción de los Músculos ante un peligro	23
2.9. Músculos Voluntarios e Involuntarios	24
2.10. Clases de Músculos	25
2.11. Las Formas de los Músculos	27
2.12. Como está construido el Músculo Esquelético	28
2.13. El Ciclo de la Contracción Muscular	30

2.14. Los Acontecimientos generales de la Contracción Muscular	34
CAPÍTULO 3	36
3.1. Introducción.....	36
3.2. Fuente de la Señal Mioeléctrica.....	36
CAPÍTULO 4	40
4.1. Introducción.....	40
4.2. Los Electrodos	40
4.2.1. Interfase Electrolito-Piel	41
4.2.2. Interfase Electrodo-Electrolito.....	44
4.2.3. Configuración del Electrodo	47
4.2.4. Ubicación y Colocación de los Electrodos	48
4.3. Consideraciones Prácticas.....	51
4.4. Caracterización del Ruido	53
4.4.1. Clasificación del Ruido	53
4.4.1.1. Ruido Interno o Inherente	54
4.4.1.2. Ruido Externo o Interferencias.....	54
4.5. Visualización de la Señal.....	58
CAPÍTULO 5	60
5.1. Introducción	60
5.2. Señal Electromiográfica	60
5.3. Electromiografía Invasiva	62
5.3.1. Electrodos de Aguja.....	62
5.4. Electromiografía Superficial.....	64
5.4.1. Electrodos Superficiales.....	64
5.5. Aplicaciones de las Señales Mioeléctricas.....	66
5.6. Biofeedback.....	67
5.7. Aceptación de la prótesis por parte del paciente	68
CAPÍTULO 6	70
6.1. Introducción	70
6.2. Amplificación de la Señal	70
6.2.1. Pre-Amplificación	70

6.3. Reducción de la componente de continua	79
6.4. Filtrado de la Señal	81
6.4.1. Filtro de Segundo Orden	83
6.4.2. Filtro Butterworth	83
6.5. Técnicas para la Deflación de Interferencias	89
6.5.1. Circuito RLD (Right Leg Drive)	89
6.5.2. Implementación del Circuito	93
6.6. Circuito de Ajuste del Offset	94
CAPÍTULO 7	95
7.1. Introducción	95
7.2. Rectificador de Precisión o Circuito de Valor Absoluto	95
7.2.1. Análisis del Circuito	96
7.3. Conversión Analógica – Digital	98
7.4. Placa Arduino	99
7.4.1. ¿Por qué Arduino?	99
7.4.2. Características del Arduino	101
7.4.3. Código Arduino	101
7.4.4. Comunicación con la PC	106
7.5. Procesamiento Digital de Señales	106
7.6. Muestreo y Procesamiento mediante Labview-Arduino	108
7.6.1. Muestreo	108
7.6.2. Procesamiento	108
7.7. Muestreo y Procesamiento mediante Arduino	109
7.7.1. Muestreo	109
7.7.2. Procesamiento	109
CAPÍTULO 8	110
8.1. Introducción	110
8.2. Servomotor	110
8.2.1. Componentes Internos	112
8.2.2. Señal de Control	112
8.2.3. Mecanismo de Control	113

8.2.4. Alimentación y Consumo de Corriente.....	114
8.2.5. Par Máximo.....	115
8.2.6. Material de los Engranajes.....	116
8.2.7. Marcas y Compatibilidad.....	116
8.3. Control del Servomotor.....	117
8.3.1. Señal PWM de Arduino.....	117
8.3.2. Librería “Servo” de Arduino.....	117
8.3.3. Algoritmo de Control.....	118
8.3.4. Consumo de Corriente Total del Brazo Robótico.....	118
III. RESUMEN EJECUTIVO.....	119
CAPITULO 9.....	119
9.1. Descripción del trabajo.....	119
9.1.1. Métodos y Técnicas utilizadas.....	119
9.2. Justificación.....	121
9.3. Finalidad del Proyecto.....	122
9.4. Metas.....	122
9.5. Objetivos.....	122
9.5.1. Objetivos generales.....	122
9.5.2. Objetivos específicos.....	122
9.6. Beneficiarios.....	122
9.7. Producto.....	123
9.8. Localización física y cobertura espacial.....	123
9.9. Factibilidad técnica.....	123
9.10. Factibilidad Económica.....	124
9.10.1. Beneficios.....	126
9.10.2. Costos del prototipo diseñado y de la competencia.....	127
IV. INGENIERÍA DE DISEÑO.....	128
CAPÍTULO 10.....	128
10.1. Introducción.....	128
10.2. Movimientos del Dedo Pulgar.....	128
10.3. Movimiento del dedo Índice, Medio, Anular y Meñique.....	129
10.4. El Antebrazo.....	133

CAPÍTULO 11	135
11.1. Introducción	135
11.2. Etapa de Pre-Amplificación.....	135
11.2.1. Cálculos para la ganancia (G) del INA 128P para la señal EMG.....	135
11.2.2. Circuito Integrador Inversor con Condensador Flotante	135
11.3. Implementación del Circuito RLD.....	136
11.4. Filtro Butterworth de 2º Orden - Elecciones de los componentes	137
11.5. Circuito de Ajuste del Offset.....	141
11.6. Fuente de Alimentación	142
11.7. Rectificador de precisión - Valores de los componentes.....	143
11.8. Circuito del Optoacoplador 4N35	145
11.9. Circuito del Electromiógrafo.....	146
11.10. Diseño de la placa Electromiográfica	146
11.11. Fabricación y Construcción de la Placa Electromiográfica.....	148
11.12. Diseño, Construcción y Adaptación de los Electrodo.....	151
CAPÍTULO 12	153
12.1. Introducción.....	153
12.2. Etapa de Ingeniería	153
12.3. Impresión del Prototipo	157
12.4. Comparativa de precios de Brazos Robóticos.....	163
V. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	165
VI. CONCLUSION	166
VII. RECOMENDACIONES	167
VIII. BIBLIOGRAFIA	168
IX. APÉNDICE	172
Apéndice A: Resumen ejecutivo.....	172
Apéndice A.1: Determinación de los Costos del Prototipo.....	172
Apéndice B: Ingeniería de Diseño	180
Apéndice B.1: Datasheet del Amplificador Operacional INA128P	180
Apéndice B.2: Datasheet del Amplificador Operacional LM358P.....	183
Apéndice B.3: Componentes utilizados en el Circuito Final EMG	186
Apéndice B.4: Diagrama de Bloques del Software Labview	188

LISTA DE FIGURAS

CAPITULO 2

Figura 2.1: Fisiología del Miembro Superior	13
Figura 2.2: Extremidades Superiores	14
Figura 2.3: Bíceps y Triceps	15
Figura 2.4: El Antebrazo	15
Figura 2.5: La Fisiología de la Mano.....	16
Figura 2.6: Esquema del Dedo Índice, sus Falanges y Articulaciones.....	17
Figura 2.7: Destrezas de la Mano Humana.....	18
Figura 2.8: Movimientos del Miembro Superior.....	19
Figura 2.9: Medidas Antropométricas de un Individuo.....	20
Figura 2.10: Atlas Anatómico de los principales Músculos.....	20
Figura 2.11: Los Músculos, Obtención de energía.....	21
Figura 2.12: Tipos de Metabolismo Muscular.....	22
Figura 2.13: Contracción y Relajación Muscular.....	23
Figura 2.14: Acto Reflejo.....	24
Figura 2.15: Movimientos Voluntarios.....	24
Figura 2.16: Tipos de Fibras Musculares.....	27
Figura 2.17: Formas de los Músculos.....	28
Figura 2.18: Estructura Interna del Músculo.....	29
Figura 2.19: Organización del Músculo Esquelético.....	30
Figura 2.20: Etapa de Adhesión.....	31
Figura 2.21: Etapa de Separación.....	31
Figura 2.22: Etapa de Flexión.....	32
Figura 2.23: Etapa de Generación de Fuerza.....	33
Figura 2.24: Etapa de Readhesión.....	34
Figura 2.25: Acontecimientos de la Contracción del Músculo Esquelético.....	35

CAPITULO 3

Figura 3.1: Anatomía de la Motoneurona	37
Figura 3.2: Diagrama de una Unidad Motora.....	38

CAPITULO 4

Figura 4.1: Electrodo Superficiales	41
Figura 4.2: Capas de la Piel.	42
Figura 4.3: Capas de la Epidermis	42
Figura 4.4: Modo Eléctrico del Electrodo, Gel Electrolítico y la Piel.....	43
Figura 4.5: Interfase Electrodo-Electrolito.....	44
Figura 4.6: Fuentes de Interferencia.....	53
Figura 4.7: Acoplamiento Capacitivo Paciente/Red Eléctrica.....	55
Figura 4.8: Acoplamiento Capacitivo entre Cable y Red Eléctrica.....	56
Figura 4.9: Acoplamiento Capacitivo entre Cables/Red Eléctrica con Electrodo de Referencia.....	56
Figura 4.10: Acoplamiento de Interferencia Inductiva.....	57
Figura 4.11: a) Posición Correcta, b) Posición Incorrecta.....	57
Figura 4.12: Electrodo Superficiales de Plata/Cloruro de Plata.....	59
Figura 4.13: Influencia de la Posición de los Electrodo en la Señal de Fuerza.....	60

CAPITULO 5

Figura 5.1: Espectro de Frecuencia de las Contracciones Musculares.....	61
Figura 5.2: Relación entre la Contracción Muscular Voluntaria y la Señal EMG.....	61
Figura 5.3: Señal EMG.....	62
Figura 5.4: Electrodo de Aguja o Invasivos.....	63

CAPITULO 6

Figura 6.1: Esquema Eléctrico del Amplificador Diferencial Básico.....	71
Figura 6.2: Amplificador usado en Instrumentación.....	75
Figura 6.3: Amplificador de Instrumentación INA 128P.....	76
Figura 6.4: Estructura Interna del INA 128P.....	77

Figura 6.5: Voltajes Intermedios en el Circuito Amplificador.....	79
Figura 6.6: Componentes AC y DC del Electrodo Superficial.....	80
Figura 6.7: Circuito de Realimentación mediante Filtro Pasa Bajo Inversor.....	81
Figura 6.8: Respuesta en Frecuencia para distintos Filtros Pasa Bajo.....	82
Figura 6.9: Respuesta de un Filtro de Pasa Banda de 2º Orden para diferentes valores de "Q".....	83
Figura 6.10: Circuito Pasa Banda.....	84
Figura 6.11: Frecuencias de Corte del Filtro Pasa Banda.....	84
Figura 6.12: Respuesta Plana del Filtro Butterworth.....	85
Figura 6.13: Filtro Pasa Alta.....	86
Figura 6.14: Frecuencia de Corte f_c del Filtro Pasa Alta.....	87
Figura 6.15: Filtro Pasa Baja.....	88
Figura 6.16: Frecuencia de Corte f_c del Filtro Pasa Baja.....	89
Figura 6.17: Circuito RLD (Right Leg Drive) con Guarda Activa.....	89
Figura 6.18: Acoplamiento Capacitivo entre el Paciente y la Red Eléctrica.....	91
Figura 6.19: Acoplamiento Capacitivo utilizando Electrodo de Referencia.....	91
Figura 6.20: Acoplamiento Capacitivo utilizando Electrodo de Referencia junto con el circuito RLD.....	92
Figura 6.21: Circuito RLD y Guarda Activa.....	93
Figura 6.22: Circuito del Ajuste del Offset.....	94

CAPITULO 7

Figura 7.1: Rectificador de Onda Completa de Precisión.....	95
Figura 7.2: Circuito Equivalente cuando $V_{IN} > 0$	96
Figura 7.3: Circuito Equivalente cuando $V_{IN} < 0$	97
Figura 7.4: Optoacoplador 4N35.....	98
Figura 7.5: Diagrama de Bloques de la Etapa de Conversión A/D.....	98
Figura 7.6: Vista Frontal y Reverso del Arduino UNO R3.....	99
Figura 7.7: Ejemplo de uso de las Funciones de Arduino.....	103
Figura 7.8: Señal EMG proveniente del Paciente.....	109

CAPITULO 8

Figura 8.1: El Servomotor.....	110
Figura 8.2: Posicionamiento del Servomotor.....	111
Figura 8.3: Interior de un Servomotor.....	112
Figura 8.4: Mecanismo de Control de un Servomotor.....	114

CAPITULO 9

Figura 9.1: Evaluación Económica del Costo de la Producción.....	125
Figura 9.2: Variación del Ingreso Neto.....	126

CAPITULO 10

Figura 10.1: Movimiento del Dedo Pulgar.....	129
Figura 10.2: Movimientos MF, IFD, IFP.....	129
Figura 10.3: Agarre de Fuerza.....	130
Figura 10.4: Agarre Cilíndrico.....	131
Figura 10.5: Agarre de Punta.....	131
Figura 10.6: Agarre de Gancho.....	131
Figura 10.7: Agarre de Precisión.....	132
Figura 10.8: Posición Neutral, de Supinación y Pronación.....	133

CAPITULO 11

Figura 11.1: Circuito de Filtro Pasa Bajo Inversor.....	136
Figura 11.2: Filtro Pasa Alta.....	138
Figura 11.3: Circuito Pasa Alta con sus respectivos Valores.....	139
Figura 11.4: Circuito Pasa Baja.....	141
Figura 11.5: Circuito del Filtro Butterworth de 2º Orden.....	141
Figura 11.6: Circuito de Ajuste del Offset.....	142
Figura 11.7: Batería Recargable.....	142
Figura 11.8: Circuito de Alimentación.....	143
Figura 11.9: Circuito del Rectificador de Precisión.....	145
Figura 11.10: Circuito del 4N35.....	145
Figura 11.11: Circuito del Electromiógrafo en Proteus.....	146

Figura 11.12: Circuito Electromiográfico en el Protoboard.....	146
Figura 11.13: Circuito Electromiógrafo, vista en ISIS de Proteus.....	147
Figura 11.14: Vista en 3D de la placa EMG.....	148
Figura 11.15: Caras Opuestas de la Placa EMG.....	148
Figura 11.16: Parte Inferior del PCB.....	148
Figura 11.17: Parte Superior del PCB.....	149
Figura 11.18: Placa PCB del Electromiógrafo Culminado.....	151
Figura 11.19: Electrodo de Acero Inoxidable.....	152
Figura 11.20: Posición de los Electrodoes en el Miembro Superior.....	152

CAPITULO 12

Figura 12.1: Plástico PLA.....	154
Figura 12.2: Quiebre del Plástico PLA en 2 vueltas.....	154
Figura 12.3: Plástico ABS.....	155
Figura 12.4: Quiebre del Plástico ABS en 4 vueltas.....	155
Figura 12.5: Resina Estándar.....	155
Figura 12.6: Quiebre de la Resina Estándar a sólo 1,5 vueltas.....	156
Figura 12.7: Resina Dura.....	156
Figura 12.8: Quiebre de la Resina Dura a más de 4 vueltas.....	157
Figura 12.9: Diseño de la Mano del Prototipo.....	157
Figura 12.10: Conjunto que conforma la Muñeca.....	158
Figura 12.11: Antebrazo del Prototipo en 3D.....	158
Figura 12.12: Posición de los Servomotores en el Interior del Antebrazo.....	159
Figura 12.13: Presentación de las partes del Antebrazo.....	159
Figura 12.14: Visualización del Diseño en 3D a imprimir.....	160
Figura 12.15: Impresora 3D.....	160
Figura 12.16: Partes de la Mano a Ensamblar.....	161
Figura 12.17: Mano del Prototipo ensamblado completamente.....	161
Figura 12.18: Ensamble de la Muñeca a la Mano.....	162
Figura 12.19: Partes del Antebrazo y la ubicación de los Servomotores.....	162
Figura 12.20: Presentación de todas las partes del Brazo Robótico.....	162

IX. APÉNDICE

APÉNDICE B

Figura B.1: Datasheet del INA 128P	182
Figura B.2: Datasheet del LM 358P	185
Figura B.3: Diagrama de Bloque del Software para la Adquisición de los Datos..	188
Figura B.4: Código Arduino para la Adquisición de los Datos.....	189

LISTA DE TABLAS

CAPITULO 2

Tabla 2.1: Grados de Libertad del Miembro Superior.....	19
---	----

CAPITULO 4

Tabla 4.1: Recomendaciones de la SENIAM.....	50
--	----

CAPITULO 6

Tabla 6.1: Valor del Factor de Calidad "Q" para cada Filtro.....	82
--	----

CAPITULO 7

Tabla 7.1: Características generales del Arduino UNO R3.....	101
--	-----

Tabla 7.2: Tipos de Variables.....	105
------------------------------------	-----

CAPITULO 8

Tabla 8.1: Características Técnicas de algunos Servomotores.....	111
--	-----

Tabla 8.2: Consumo de corriente de 3 Servomotores.....	115
--	-----

Tabla 8.3: Especificaciones Técnicas del Servomotor Futaba S3003.....	117
---	-----

CAPITULO 9

Tabla 9.1: Costo del Prototipo.....	125
-------------------------------------	-----

CAPITULO 10

Tabla 10.1: Amplitudes de Movimiento Activo de los Dedos.....	130
---	-----

CAPITULO 11

Tabla 11.1: Características de los Operacionales Utilizados.....	143
--	-----

CAPITULO 12

Tabla 12.1: Comparativa de Precios del Prototipo con los del Mercado.....	164
---	-----

IX. APÉNDICE

APÉNDICE A

Tabla A.1.1: Detalles del Aspecto Mecánico	173
Tabla A.1.2: Detalles del Aspecto Electrónico	175
Tabla A.1.3: Detalles del Aspecto del diseño y análisis matemáticos.....	176
Tabla A.1.4: Costo de la Impresión del Prototipo.....	176
Tabla A.1.5: Costos y Tiempo de Ensamblaje del Prototipo.....	177
Tabla A.1.6: Flujo de Caja.....	178
Tabla A.1.7: Tasa Interna de Retorno.....	179

APÉNDICE B

Tabla B.1: Componentes utilizados en el Circuito Final	187
--	-----

LISTA DE ABREVIATURAS

- **ADC:** Conversión Analógico-Digital.
- **ADP:** Adenosín difosfato.
- **Ag/AgCl:** Electrodo de Plata-Cloruro de Plata.
- **ARES:** Advanced Routing Modelling.
- **ATP:** Adenosín trifosfato.
- **CAD:** Diseño asistido por computadora.
- **CMRR:** Rechazo de Modo Común.
- **DARPA:** Agencia de Investigación en Proyectos Avanzados de Defensa.
- **DC:** Corriente directa.
- **DIP:** Articulación Interfalangica Distal.
- **ECG:** Señales Electrocardiográficas.
- **EEG:** Señales Encefalográficas.
- **EMG:** señal Electromiográfica o mioeléctrica.
- **EMGS:** Técnica de Electromiografía Superficial.
- **GDL:** Grados de Libertad.
- **IDE:** Entorno de Desarrollo Integrado.
- **IFD:** Articulación Interfalangica distal.
- **IFP:** Articulación Interfalangica proximal.
- **ISIS:** Intelligent Schematic Input System.
- **MCP:** Articulación Metacarpofalángica.
- **MOS:** Tipo de Transistor
- **MVC:** Contracción Muscular Voluntaria.
- **mV:** Mili Voltios $1 \times 10^{-3} \text{V}$.
- **MF:** Movimiento metacarpofalángica.
- **PCB:** Placa de Circuitos Impresos.
- **PIP:** Articulación Interfalangica Proximal.
- **PWM:** Modulación por ancho de pulso.
- **SENIAM:** Electromiografía de superficie para la medida no invasiva de los músculos.

- **SEMG:** Electromiografía de Superficie.
- **UM:** Unidad Motora.
- **μV:** Micro Voltios $1 \times 10^{-6}V$.
- **VSM:** Virtual System Modelling

I. INTRODUCCIÓN

El presente proyecto de fin de grado consiste en el Diseño, Construcción e Implementación de un Brazo Robótico controlado por Señales Mioeléctricas para personas con Discapacidad en los Miembros Superiores de manera a facilitar su desenvolvimiento en la vida cotidiana.

La idea surge a partir de la necesidad de ayudar a las personas con discapacidad, limitaciones físicas o motoras en los miembros superiores y mejorar la calidad de vida de éstas personas que, por accidentes, enfermedades o del nacimiento han sufrido la pérdida de algún miembro. Además, por los elevados costos de las prótesis que se ofrecen en el mercado, es necesario buscar soluciones de costes más accesibles a la población en general. Estos hechos motivaron la realización del presente proyecto de fin de grado.

Para poder dar cumplimiento a los objetivos propuestos y así dar solución a los problemas que se destacaron, se establecieron cinco fases metodológicas principales: la primera fase que consiste en el análisis y recolección de datos, en donde, se pretende analizar, modelar y estudiar los movimientos naturales de los miembros superiores, la segunda fase abarca el estudio de las Señales Mioeléctricas, en éste punto se obtendrá las señales emitidas por el cerebro al sistema nervioso central, la tercera fase consiste en el Diseño mediante Software, en éste punto se realizará el diseño, el análisis y las modificaciones correspondientes del prototipo para la adaptabilidad al usuario a través de diseño asistido por computadora (CAD).

En la cuarta fase implica el análisis y selección de los materiales, componentes necesarios para la ejecución del proyecto y que cumplan las especificaciones técnicas-económicas. Por último, en la fase final, se realiza la construcción del prototipo para el sujeto de prueba y su posterior implementación en la vida real.

El proyecto final de grado está estructurado en distintos capítulos cuyo contenido refleja el camino recorrido a lo largo del proyecto. A continuación se describen:

En el Capítulo 1: Conceptos Generales, se realiza una síntesis histórica del desarrollo de prótesis del miembro superior, en particular las controladas a través de señales mioeléctricas, culminando con una descripción de los modelos comerciales disponibles actualmente y la definición de los términos básicos.

En el Capítulo 2: Miembro Superior del Cuerpo Humano, se describe las partes que forman la estructura del miembro superior, del brazo, del antebrazo y de las manos, como así, conociendo generalmente los músculos del cuerpo humano, la forma en que trabajan y partiendo a lo más específico en conocer los músculos intervinientes en el movimiento del miembro superior.

En el Capítulo 3: Fuentes de las Señales Mieléctricas, se describe el origen, la generación y la composición de la señal que representa la actividad eléctrica muscular, denominada Electromiografía (EMG).

En el Capítulo 4: Adquisición de las Señales EMG, se presentan los conceptos asociados a los sensores que detectan la señal, denominados electrodos. En particular, se describe el proceso de adquisición con electrodos superficiales, junto con las consideraciones necesarias para la misma.

En el Capítulo 5: La Señal Electromiográfica, en dicho capítulo se describe en que consiste la electromiografía, su objeto de estudio, los tipos de electromiografía y respectivos electrodos, la aplicación de la mioeléctrica y la aceptación de las prótesis por parte del paciente.

En el Capítulo 6: Fundamentos Electrónicos, se efectúa el análisis teórico y diseño de los circuitos para obtener la señal amplificada y filtrada, se describen también las topologías para disminuir los ruidos.

En el Capítulo 7: Procesamiento de la Señal EMG, el objetivo de éste capítulo es cuantificar la intensidad de la señal EMG proveniente de los músculos, además se presenta el microcontrolador empleado en la aplicación.

En el Capítulo 8: Motor y Algoritmo de Control, se presenta el estudio del motor utilizado para el accionar de la mano robótica y el algoritmo implementado para el control de la mano robótica.

En el Capítulo 9: Resumen Ejecutivo, en éste capítulo se presenta la descripción del trabajo, los métodos y técnicas utilizadas para el cumplimiento

del presente proyecto, la justificación, la finalidad del proyecto, los objetivos trazados, el costo del proyecto final de grado y sobre todo los beneficios.

En el Capítulo 10: Movimientos del miembro superior a replicar en el prototipo, en éste capítulo se conoce los movimientos naturales y limitaciones del miembro superior a replicar en el prototipo.

En el Capítulo 11: Diseño, Construcción e Implementación del Electromiógrafo y Adaptación de los ElectrodoS Superficiales, se detalla el proceso de diseño, fabricación, construcción e impresión de la placa PCB, sus características físicas, el montaje de sus componentes y la ubicación de los electrodos.

En el Capítulo 12: Diseño, Construcción e Implementación de la Mano Robótica, se da un panorama general respecto a la impresión 3D y el material empleado, se muestra la evolución de los diseños hasta alcanzar el prototipo final.

Con la implementación de este proyecto se pretende beneficiar a las personas o a la sociedad en general que no tengan la posibilidad de adquirir o comprar una prótesis mioelétrica comercial por el elevado costo, reduciendo de esa forma la cantidad de personas con discapacidad en los miembros superiores, para de esa forma integrarse con mayor confianza en sus actividades cotidianas.

II. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

CAPÍTULO 1

CONCEPTOS GENERALES

1.1. ANTECEDENTES HISTORICO

En la Universidad de la República de Uruguay en la Facultad de Ingeniería, se desarrolló un prototipo de prótesis de mano controlada por señales musculares por Jorge Brazeiro, Sabrina Petraccia, Matías Valdés en el año 2015. Se logró adquirir y visualizar la señal electromiográficas mediante electrodos superficiales.

Implementando etapas de amplificación y filtrado, junto a circuitos que minimicen el ruido, se obtuvo una señal de amplitud adecuada para su digitalización. Se logró un procedimiento para determinar la relación entre fuerza e intensidad muscular, creando la base para el algoritmo de control que acciona el motor, permitiendo el movimiento continuo de la mano. Tal algoritmo se ha implementado con el microcontrolador Arduino Uno. Se construyó el antebrazo y la mano mecánica con tecnología de impresión 3D, dando un carácter estético al Prototipo final.

En la Universidad de la Salle Facultad de Diseño y Automatización Electrónica Bogotá D.C. 2007 los alumnos Bryant Fernando Salas Flórez y Yeyson Alejandro Becerra Mora, en donde, especificaron que gracias a que las señales electromiográficas (EMG) o señales mioeléctricas que pueden ser generadas de manera voluntaria por las personas y se requiere un número reducido de sensores y de canales para obtenerlas, representaron una excelente opción para una futura orientación a la Robótica, después de lograr la clasificación de las señales EMG, demostraron que es relativamente fácil traducirlas a comandos que permitan controlar futuras interfaces hombre-máquina, permitiendo desarrollar aplicaciones en campos tan variados como la medicina en procesos de rehabilitación y de diagnóstico, la industria, el hogar, entre otros.

La metodología que utilizaron los alumnos fue una serie de pruebas e investigaciones en varias personas con características distintas, y contexturas físicas diferentes, comenzando por una etapa de sensores que se encargan de recibir la señal Mioeléctrico, y enviarla como señal eléctrica a un módulo de acondicionamiento, una vez llegado a esta etapa la señal es filtrada y amplificadas para una mejor adquisición, y por último un procesamiento de las señales para una buena visualización.

Brazo robótico controlado por electromiografía, de Javier Villamizar Pinzón M.Sc Docente Universidad de los Llanos Ingeniería Eléctrica, Universidad de los Llanos, Meta, Colombia Rafael Padilla Mayorga Estudiante Universidad de los Llanos, Meta, Colombia Gabriel Cabrera Hurtado Estudiante Universidad de los Llanos, Meta, Colombia en el año 2012, donde describieron en su presente Proyecto de grado la construcción de un brazo robótico controlado por señales Electromiográficas EMG, las cuales son tomadas por los electrodos que son conectados al brazo del paciente. Esas señales, son controladas por unos sensores superficiales de EMG.

Los biopotenciales que pasan por los músculos del brazo son controlados por el Dispositivo microcontrolador marca Arduino, en el cual dependiendo de la diferencia de potencial que circule por el músculo va activar los servomotores que controlan el brazo robótico. Se han utilizado 4 servomotores y sensores de EMG para darle 8 grados de libertad al brazo robótico.

En la Universidad de las Fuerzas Armadas de Ecuador en el Departamento Eléctrica y Electrónica de la carrera de Ingeniería en Electrónica e Instrumentación, abarcando el siguiente tema, "Módulo Didáctico de Evaluación y Registro de la Actividad Eléctrica Producida por los Músculos Mediante Electromiografía, para el Laboratorio de Instrumentación Biomédica de la Universidad de las Fuerzas Armadas" por Darwin Javier Frias Llerena en el año 2015, en donde, especifica en el presente proyecto, la construcción y el desarrollo de un módulo didáctico, electromiograma (EMG), cuya función es adquirir las señales eléctricas que generan las diferentes unidades motoras del músculo esquelético, luego procesarlas y mostrar las salidas de cada una de las

etapas, como la de acondicionamiento de la señal, la etapa de la comunicación inalámbrica y la visualización en una interfaz generada en Labview.

1.2. ESTADO DEL ARTE

Científicos han logrado crear un brazo biónico, que permitirá a una persona con una mano amputada sentir de nuevo sus dedos. El afortunado es el danés Dennis Aabo, quien perdió la mitad de su brazo en un accidente con fuegos artificiales hace casi 10 años. Durante la operación, llevada a cabo en Italia, los cirujanos conectaron el aparato a las terminaciones nerviosas de lo que le quedaba del brazo. Según los resultados del experimento publicados en la revista "Science Translational Medicine", durante las pruebas de laboratorio del nuevo dispositivo, Aabo pudo determinar la forma y dureza de los elementos que tomó en la mano con los ojos cerrados. "Es la primera vez cuando un amputado puede sentir algo a través de la prótesis", afirmó el investigador de la Escuela Politécnica Federal de Lausana, Suiza, Silvestro Meacher. De acuerdo con los creadores del dispositivo, el avance científico en este caso no fue el propio brazo, sino los equipos electrónicos y el software que transmite las señales de la prótesis al cerebro.

Un grupo de científicos de Italia, Suiza y Alemania ha equipado los dedos de la mano artificial con sensores capaces de reconocer la información recibida después de tocarlos. Usando algoritmos informáticos, los investigadores lograron convertir las señales electrónicas en impulsos nerviosos comprensibles. Los sensores, por su parte, se conectan con los electrodos implantados en los nervios del brazo del paciente.

La empresa Konami nos muestra el Brazo Biónico más avanzado del mundo, publicado el 25 de mayo del 2016 por Juan Luis Arboledas, en donde, el afortunado James Young, joven británico ha tenido la suerte de participar en el proyecto, conectaron el brazo biónico a los nervios de su cuerpo y a los músculos del hombro que le permiten, según los desarrolladores del proyecto, que la mano, situada justo al final del brazo biónico, se comporte casi como una mano normal y corriente permitiéndole, entre otras cosas, poder coger objetos tan pequeños

como una moneda u otros más pesados. En la parte negativa encontraron que el brazo tiene un peso de unos 4,7 kilogramos lo que hace que no pueda llevarlo puesto todo el día mientras que las limitaciones de movimientos todavía son bastante importantes.

1.3. DEFINICION DE TERMINOS BASICOS

- **Actuadores:** Un actuador es un dispositivo inherentemente mecánico cuya función es proporcionar fuerza para mover o “actuar” otro dispositivo mecánico. La fuerza que provoca el actuador proviene de tres fuentes posibles: Presión neumática, presión hidráulica, y fuerza motriz eléctrica (motor eléctrico o solenoide).
- **Actina:** es una proteína globular que forma los micro filamentos, uno de los tres componentes fundamentales del cito esquelético de las células eucariotas. Se expresa en todas las células del cuerpo y especialmente en las musculares ya que está implicada en la contracción muscular, por interacción con la miosina. Puede encontrarse en forma libre o polimerizarse en micro filamentos, que son esenciales para funciones celulares tan importantes como la movilidad y la contracción de la célula durante la división celular.
- **Adenosín Trifosfato:** es una fuente energética necesaria para todas las formas de trabajo biológico como la contracción muscular y la digestión.
- **Adenosín Difosfato:** es un compuesto químico.
- **Agujas Hipodérmicas:** Las agujas hipodérmicas son agujas huecas utilizadas en medicina para la inyección de sustancias por vía cutánea. A menudo se utilizan en combinación con jeringas. También permiten la toma de muestras, por ejemplo, a través de un análisis de sangre.
- **Antropometría:** es la rama de la antropología biológica que estudia las medidas del hombre, mediante el estudio de las dimensiones y medidas humanas con el propósito de comprender los cambios físicos del hombre y las diferencias entre individuos, grupos o razas.
- **Amplificador de Instrumentación:** Un amplificador de instrumentación es un dispositivo creado a partir de amplificadores operacionales. Está diseñado para

tener una alta impedancia de entrada y un alto rechazo al modo común (CMRR). Se puede construir a base de componentes discretos o se puede encontrar encapsulado como el amplificador que se utilizará en éste proyecto.

- **Amplificador Diferencial:** El amplificador diferencial (AD) es un circuito pensado para amplificar la diferencia de dos señales, dónde: A_{vDS} : ganancia a modo diferencial simple, o sea, la relación entre la salida y la entrada diferencial, cuando la excitación a modo común es nula.
- **Anión:** un anión es un ion con carga eléctrica negativa, es decir, que ha ganado electrones, los aniones se describen con un estado de oxidación negativa (A^-).
- **Axón:** El axón, cilindroeje o neurita es una prolongación de las neuronas especializadas en conducir el impulso nervioso desde el cuerpo celular o soma hacia otra célula. En la neurona adulta se trata de una prolongación única.
- **Banda Muerta:** la banda muerta es el rango en el que debe moverse la señal de error antes de que ocurra la conmutación, la banda muerta provoca que la salida del controlador conserve su valor presente hasta que la señal de error se haya desplazado ligeramente más allá de cero.
- **Bíceps:** Que tiene forma alargada, más abultada en la mitad, con uno de sus extremos dividido en dos inserciones. Bíceps del brazo, que permite flexionar el antebrazo y girar la mano hacia arriba.
- **Braquial Anterior:** El músculo braquial o braquial anterior (musculus brachialis) es un músculo situado en la región anterior e inferior del brazo, debajo del bíceps. Es ancho y aplanado, y actúa como flexor en la flexión del brazo.
- **Catión:** un catión es un ion con carga eléctrica positiva, es decir, que ha perdido electrones, los cationes se describen con un estado de oxidación positiva Na^+, C^+ .
- **Carpo:** Parte del esqueleto de la mano correspondiente a la muñeca; está compuesta por ocho pequeños huesos dispuestos en dos filas y que se articula con el antebrazo y el metacarpo.
- **Coracobraquial:** El músculo Coracobraquial (Coracobrachialis) es un músculo del brazo, en la región anterior del brazo, por dentro de la porción corta

del bíceps braquial; grueso, prismático; el Coracobraquial es el músculo largo más capacitado para movimientos rápidos que para movimientos de fuerza.

- **Dendritas:** Las dendritas son prolongaciones protoplásmicas ramificadas, bastante cortas de la neurona dedicadas principalmente a la recepción de estímulos y, secundariamente, a la alimentación celular.
- **Denervación:** Pérdida de la inervación nerviosa en una determinada estructura. Se utiliza el término habitualmente para referirse al músculo que ha perdido la inervación nerviosa debido a una lesión nerviosa, es decir, el músculo ha perdido conexión con los nervios del área.
- **Dermis:** es la capa situada debajo de la epidermis y que con ésta forma la piel.
- **Despolarización:** la despolarización es cuando la carga eléctrica de la neurona cambia de negativo a positivo.
- **Displasia:** Anomalía en el desarrollo de un tejido, de un órgano o de una parte anatómica del organismo.
- **Electrolito:** cualquier sustancia que contiene iones libres y se comporta como un medio conductor eléctrico, es decir, es el gel transparente y conductor, conteniendo cloro como principal anión.
- **Electromiografía:** es una técnica que se utiliza para obtener las señales eléctricas del cerebro para otros fines, en éste caso para manipular el brazo robótico.
- **Electroquímica:** Parte de la química que estudia los fenómenos químicos que provocan electricidad y los fenómenos eléctricos que dan lugar a transformaciones químicas.
- **Epidermis:** la epidermis es la capa externa de la piel.
- **Falanges:** Hueso pequeño y largo de los varios que forman el esqueleto de los dedos de la mano o del pie, pueden ser, distal, intermedia y proximal.
- **Fibra Muscular:** Unidad estructural formada por células alargadas de aspecto filamentoso que son contráctiles y constituyen el tejido muscular; se divide en estriada, de contracción voluntaria a excepción del miocardio, y lisa, de

contracción independiente de la voluntad y regulada por el sistema nervioso vegetativo.

- **Flexión:** la flexión es la acción y efecto de doblar el cuerpo o alguno de sus miembros. Se trata de un movimiento de aproximación entre partes del cuerpo mediante la acción de los músculos.
- **Glándulas Sudoríparas:** es una glándula tubular enrollada que está situada en la dermis e hipodermis (subcutánea) y consta de largos y delgados tubos, cerrados por el extremo inferior, donde se apelotan, formando un ovillo, por los poros que se abren al exterior segregan el sudor, grasa sobrante líquida, con sabor salado y una textura parecida a la orina.
- **Inervar:** Transmitir estímulos nerviosos a una zona del organismo.
- **Lumen:** espacio interior de una estructura tubular.
- **Metacarpianos:** Parte del esqueleto de la mano correspondiente a la palma; está compuesta por cinco huesos alargados (llamados metacarpianos), situados entre el carpo y los dedos.
- **Membranas:** una membrana es una piel delgada a modo de pergamino, un tejido que presenta forma laminar y que tiene consistencia blanda o una placa o lámina de pequeño espesor y flexible.
- **Membrana Celular:** la membrana celular es la estructura fina que envuelve a la célula y separa el contenido de la célula de su entorno, es la encargada de permitir o bloquear la entrada de sustancias a la célula, la membrana consiste en una doble capa de líquido que encierra las proteínas.
- **Miembro Superior:** El miembro superior o extremidad superior, en el cuerpo humano, es cada una de las extremidades que se fijan a la parte superior del tronco. Se compone de cuatro segmentos: cintura escapular, brazo, antebrazo y mano y se caracteriza por su movilidad y capacidad para manipular y sujetar.
- **Miofibrillas:** Una miofibrilla es una estructura contráctil que atraviesa las células del tejido muscular y les da la propiedad de contracción y de elasticidad, la cual, permite realizar los movimientos característicos del músculo. Cada fibra muscular contiene varios cientos o millares de miofibrillas.

- **Miosina:** Proteína fibrosa, cuyos filamentos tienen una longitud de 1.5 micrómetros y 15 nm de diámetro implicada en la contracción muscular por su interacción con la actina, es la proteína más abundante del músculo esquelético representando entre el 60% y el 70% de las proteínas totales.
- **Motoneuronas:** Las motoneuronas son un tipo de células del sistema nervioso que se encuentra situadas en el cerebro y en la médula espinal. Tienen la función de producir los estímulos que provocan la contracción de los diferentes grupos musculares del organismo.
- **Muñón:** Extremo de un miembro del cuerpo después de haber sido cortado o amputado dicho miembro.
- **MUAPS:** La señal EMG, también conocida como MUAPS, es la suma de las actividades eléctricas de todas las fibras musculares que forman parte de una UM.
- **Neurona o Célula nerviosa:** Célula del sistema nervioso formada por un núcleo y una serie de prolongaciones, una de las cuales es más larga que las demás.
- **Omóplato:** Hueso ancho, aplanado y de forma aproximadamente triangular que está situado en la parte superior de la espalda y en el cual se articulan la clavícula y el húmero.
- **Oxidación:** es una reacción química donde un metal o un no metal cede electrones y por tanto aumenta su estado de oxidación.
- **Prototipo:** Primer ejemplar que se fabrica de una figura, un invento u otra cosa, y que sirve de modelo para fabricar otras iguales, o molde original con el que se fabrica.
- **Prótesis:** Colocación o sustitución de un órgano, una pieza o un miembro del cuerpo por otro o por un aparato especial que reproduce más o menos exactamente la parte que falta.
- **Pronación:** Movimiento del antebrazo que hace girar la mano de fuera a dentro y poner la palma de la mano hacia abajo o adentro.
- **Reducción:** la reducción es lo contrario de la oxidación, es cuando una especie química acepta o gana electrones.

- **Ruido:** Los ruidos en la comunicación son barreras que obstaculizan la transmisión de un mensaje del emisor al receptor.
- **Señales Mieléctricas:** señales electromiográficas o EMG son señales que pueden ser generadas de manera voluntaria por las personas para un fin.
- **Sarcolema:** es una membrana de las fibras musculares semipermeable.
- **Soma o Cuerpo celular:** el soma es el centro metabólico de la neurona, es el lugar donde se fabrican las moléculas y se realizan las actividades fundamentales para mantener la vida y las funciones de la célula nerviosa.
- **Supinación:** Movimiento del antebrazo que hace girar la mano de dentro a fuera y poner la palma de la mano hacia arriba o adelante.
- **Subcutánea:** es la capa más profunda y que está compuesta en su mayoría por grasa que ayuda a que el cuerpo se mantenga cálido.
- **Tejido Conjuntivo:** tejido que establece conexión con los otros tejidos y sirve de soporte a diferentes estructuras del cuerpo.
- **Tríceps:** Tríceps del brazo, que permite extender el brazo y el antebrazo.

CAPITULO 2

MIEMBRO SUPERIOR DEL CUERPO HUMANO

2.1. Introducción

El Hombre posee cuatro miembros: dos miembros superiores, que utiliza esencialmente para la presión y dos miembros inferiores, destinados a la locomoción. El estudio del esqueleto de esos miembros demuestra su adaptación exacta a las funciones que les corresponden [1].



Figura 2.1: Fisiología del Miembro Superior.

El miembro superior está constituido cuatro segmentos, estos son: la cintura escapular, el brazo, el antebrazo y la mano, como se observa en la Figura 2.1. La estructura ósea de cada una de las extremidades superiores está formada por 32 huesos y 42 músculos, e individualmente ellos se pueden describir como pertenecientes a tres regiones anatómicas principales: brazo, antebrazo y mano, mediante Goniometría, que es la disciplina encargada de estudiar la medición de los ángulos creados por las intersecciones de los ejes longitudinales de los huesos a nivel de las articulaciones, adquiriendo conocimiento de los límites naturales del miembro superior, a continuación se hablará sobre el brazo, el antebrazo y las manos.

2.2. El Brazo

Su esqueleto está formado por un solo hueso, el húmero, el hueso más largo y voluminoso del miembro superior [1]. Ésta articula con el hombro, cúbito y radio que es hueso del antebrazo en el codo. Además el brazo está conformado por 4 músculos que se pueden dividir en dos grupos, los músculos anteriores y los posteriores, las cuales son músculos poderosos [2]. Dentro del primer grupo se encuentran el Bíceps, une el omóplato del hombro con el radio y cúbito del antebrazo, cuando se contrae, provoca la flexión del antebrazo. En el segundo se tiene el Tríceps, que es el músculo extensor del antebrazo, con el bíceps se contrae, el tríceps se relaja y cuando el bíceps se relaja el tríceps se contrae, como se observa en la Figura 2.2 [2].

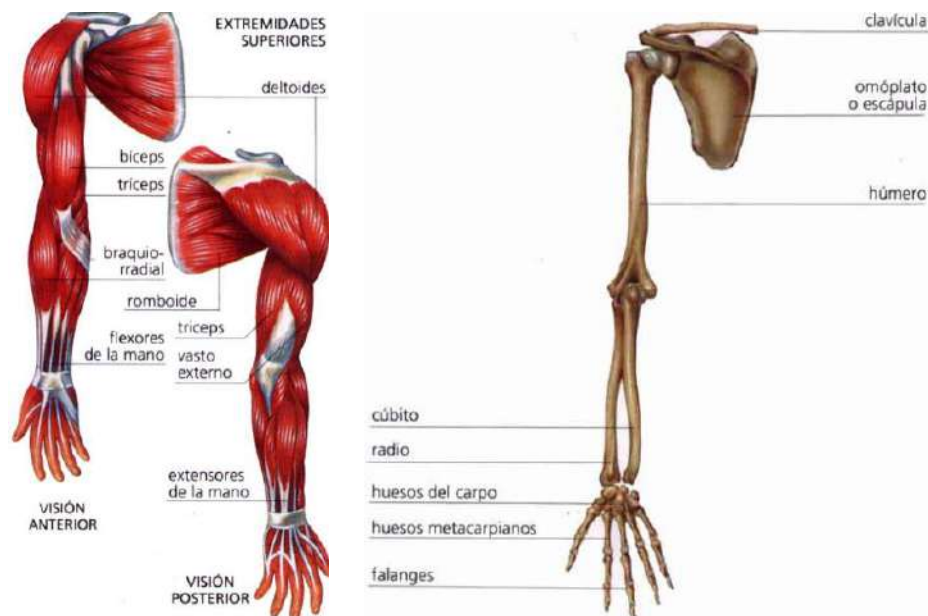


Figura 2.2: Extremidades Superiores [2].

El bíceps es uno de los músculos considerados habitualmente para adquirir la señal electromiográfica para control de prótesis. Está compuesto en su parte superior por dos porciones o cabezas, una corta y una larga. De acuerdo a la posición que adopten se determina la acción del músculo. Básicamente la función del bíceps es la de supinación, cuando el antebrazo está libre; y la de

flexión del codo, cuando el antebrazo esta fijo [1], como se observa en la Figura 2.3.

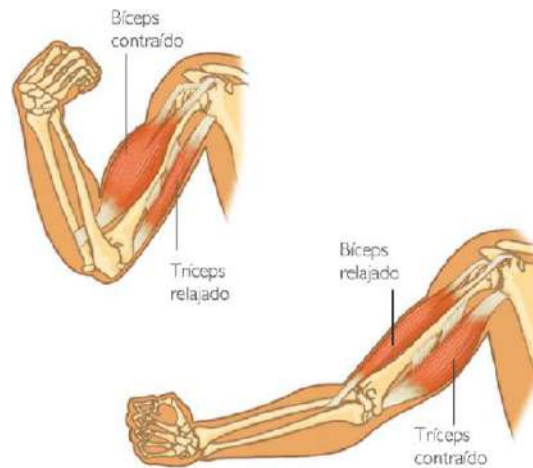


Figura 2.3: Bíceps y Tríceps [2].

2.3. El Antebrazo

El antebrazo es un segmento del miembro superior capaz de efectuar movimientos de rotación sobre su eje longitudinal, movimientos de pronación y de supinación, los que modifican la orientación del antebrazo. El antebrazo está comprendida entre el brazo y la mano, está compuesto por dos huesos; el radio y el cúbito, posee 20 músculos que se dividen en tres regiones musculares: anterior, posterior-externa y posterior [1], como se observa en la Figura 2.4.



Figura 2.4: El Antebrazo [2].

También hay en el antebrazo varios músculos encargados de los movimientos de flexión y extensión de la mano y los dedos [2].

2.4. La Mano

La mano es el órgano terminal de la extremidad superior, que en el ser humano es una de las partes más importantes del cuerpo, por su riqueza funcional, brinda la posibilidad de ser un segmento efector, sensitivo, permite realizar múltiples movimientos y acciones necesarias para la supervivencia y relación con el medio ambiente. La mano humana se compone de 27 huesos divididos en tres grupos: el carpo, los metacarpianos y las falanges, se conecta a la muñeca a través de la palma y está dotada de veinte GDL (grados de libertad) accionados por cerca de 40 músculos. La estructura ósea de la mano se muestra en la Figura 2.5, la mano está unida a la muñeca, en donde, la punta de los dedos contiene algunas de las zonas con más terminaciones nerviosas del cuerpo humano. Como en el resto de los órganos pares (ojos, oídos, piernas), cada mano, está controlada por el cerebro, que corresponde el hemisferio del lado contrario del cuerpo.

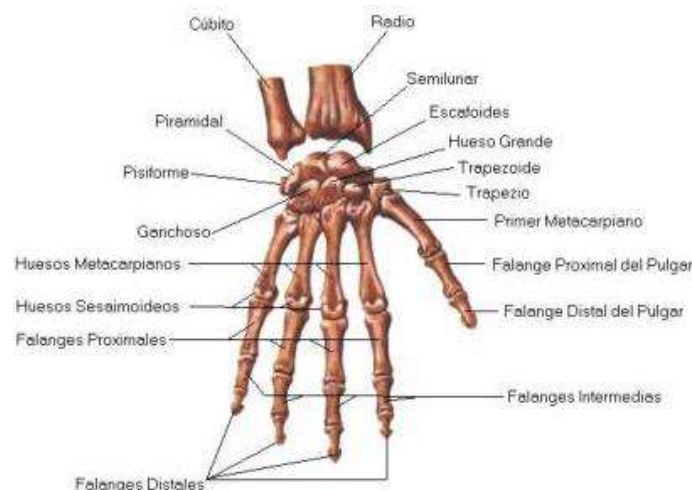


Figura 2.5: La Fisiología de la Mano [2].

Cada dedo está compuesto por tres falanges (Distal, Intermedia y proximal), a excepción del dedo pulgar que solo tiene dos (Distal y Proximal). El dedo pulgar

esta fijo por debajo de los otros dedos y puede realizar los movimientos de cierre y rotación, debido a la gran movilidad de su metacarpo. Esto permite variar la orientación en que se desarrolla el movimiento de doblado y extensión del dedo pulgar, propiedad a través de la cual es posible oponer el dedo pulgar a los otros dedos. El dedo pulgar es el agente de la pinza pulgar-dedos, sin él, los movimientos de los dedos constituirían solo prensiones globales en vez de movimientos precisos.

Los dedos presentan principalmente tres articulaciones:

- **Articulación metacarpofalángica (MCP):** que une la falange metacarpiana y la proximal de un dedo o pulgar.
- **Articulación interfalángica proximal (PIP):** localizada entre las falanges media y proximal del dedo.
- **Articulación interfalángica distal (DIP):** ubicada entre las falanges media y distal del dedo. La Figura 2.6 muestra un esquema del dedo índice, sus falanges y articulaciones.



Figura 2.6: Esquema del Dedo índice, sus falanges y articulaciones [3].

El movimiento de las articulaciones de los dedos de la mano, excepto el pulgar, se realiza fundamentalmente en el plano de flexión-extensión. La abducción y la aducción son limitadas, y se producen tan sólo en las articulaciones de movimiento metacarpofalángicas (MF).

La flexión constituye la mayor parte del movimiento de las articulaciones de los dedos, la artrosis afecta a menudo a las articulaciones IFD e IFP en las mujeres de edad avanzada, por lo que los varones adultos mayores presentan a menudo una amplitud de movimiento mayor en las articulaciones de los dedos. En comparación con los adultos varones jóvenes, las mujeres jóvenes tienen un arco de movilidad de las articulaciones de los dedos superiores, debido fundamentalmente a la mayor amplitud de extensión de la articulación MF. En los adultos jóvenes, la flexión de los dedos no depende del sexo. La flexión de la articulación MF aumenta de una forma aproximadamente lineal, al ir pasando del índice al meñique. En la articulación IFP, la flexión es equivalente en todos los dedos, pero en la articulación IFD, la flexión activa del dedo anular y del meñique es inferior a la de los dedos índices y corazón [4].

La gran cantidad de músculos y articulaciones de la mano ofrece una gran variedad de configuraciones de sujeción que pueden ser divididas en dos grandes grupos: los prensiles y los no prensiles. Los movimientos prensiles son movimientos en los cuales un objeto es agarrado y mantenido parcial o totalmente dentro de la mano y los no prensiles o movimientos en los cuales no son realizadas acciones de agarre pero los objetos pueden ser manipulados, empujados o levantados con la mano entera o con los dedos individuales.

En 1919, Schlesinger desarrolló una clasificación de la taxonomía para el estudio de la destreza de las manos humanas y agrupo en seis categorías las estrategias de agarres de la mano humana: agarre cilíndrico, de punta, de gancho, de palma (palmar), esférico y de lado (lateral), como se muestra en la Figura 2.7.

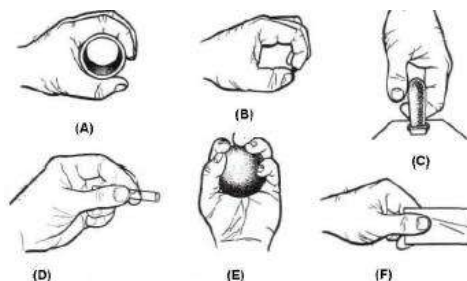


Figura 2.7: Destrezas de la Mano [3].

En la Figura 2.8 se muestra el Miembro Superior humano junto con los movimientos que puede realizar representados por los ángulos θ_1 a θ_7 . Los rangos de movilidad se muestran en la Tabla 2.1, rangos de movilidad del brazo humano ($^\circ$).

Hombro	θ_1	-180 a 50
	θ_2	-90 a 90
	θ_3	-90 a 0
Codo	θ_4	0 a 145
	θ_5	-90 a 90
Muñeca	θ_6	-55 a 25
	θ_7	-70 a 90

Tabla 2.1: Grados de Libertad del Miembro Superior [3].

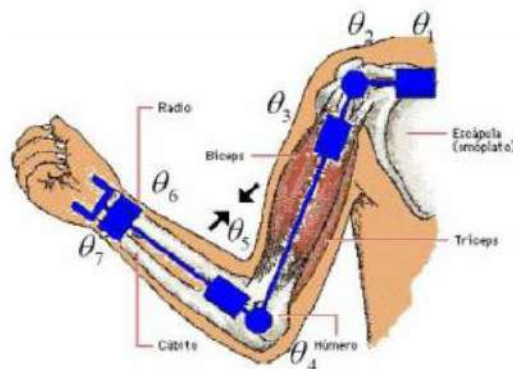


Figura 2.8: Movimientos del Miembro Superior [3].

El músculo humano es el elemento encargado de generar los movimientos, se une a las articulaciones de los huesos por medio de los tendones. Por otro lado, las dimensiones estándar de las diferentes partes del cuerpo humano son función de la altura del individuo y se muestra en la Figura 2.9.

Si un individuo tiene una altura H de 185 centímetros, la distancia de su hombro al codo es de $0.186H$ y que es igual a 34.41 centímetros.

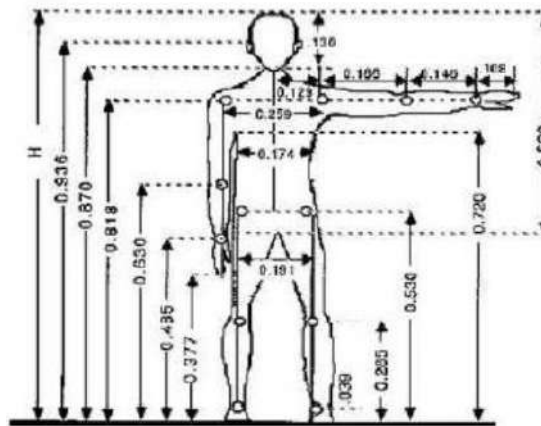


Figura 2.9: Medidas Antropométricas de un Individuo [3].

2.5. Los Músculos del Cuerpo Humano

El cuerpo Humano posee más de 500 músculos con formas y funciones muy diferentes, que están repartidos por todo el cuerpo. Hemos visto las funciones de los diferentes tipos de músculos, principalmente del Miembro Superior.

Cuando hablamos del sistema muscular nos estamos refiriendo a los músculos que forman parte del aparato locomotor, es decir, los músculos que junto a los huesos y las articulaciones hacen posible el movimiento.

En la Figura 2.10 podemos observar un atlas anatómico de los músculos principales del aparato locomotor [2].

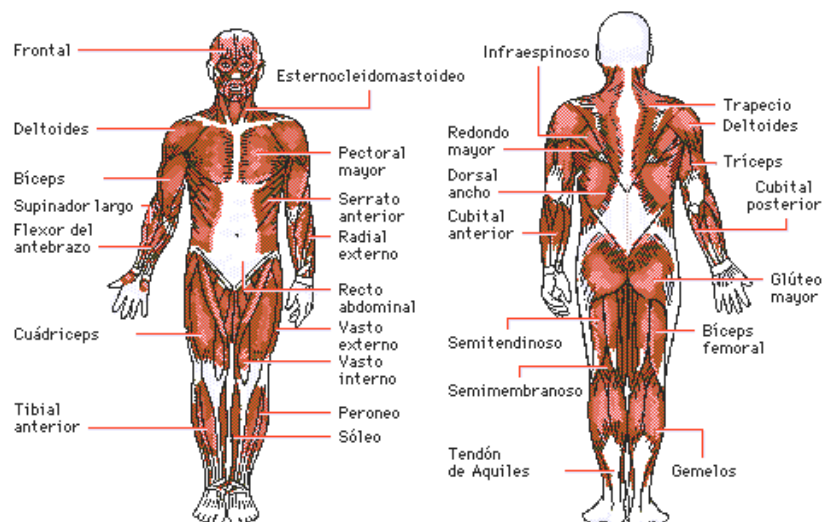


Figura 2.10: Atlas Anatómico de los Principales Músculos [2].

2.6. La Nutrición del Músculo

Los músculos consumen mucha energía cuando se contraen para que nuestro cuerpo pueda realizar grandes cantidades de movimiento de la que es capaz.

La energía gastada se debe suplir con una alimentación adecuada y suficiente. Pero, cuál sería el alimento que necesita el músculo para realizar correctamente su trabajo, los músculos obtienen su alimento básico de una sustancia llamada glucosa.

Los alimentos que poseen glucosa son los azúcares, cereales, las patatas y mucha fruta, pero los músculos también necesitan otro tipo de alimento, el oxígeno. El oxígeno llega a los músculos a través de la circulación sanguínea y es imprescindible para que el músculo realice su trabajo en condiciones óptimas, cuando se realiza ejercicio físico con frecuencia, el corazón bombea sangre más rica en oxígeno a todo el organismo y también a los músculos, estos cambios se observa en la Figura 2.11.

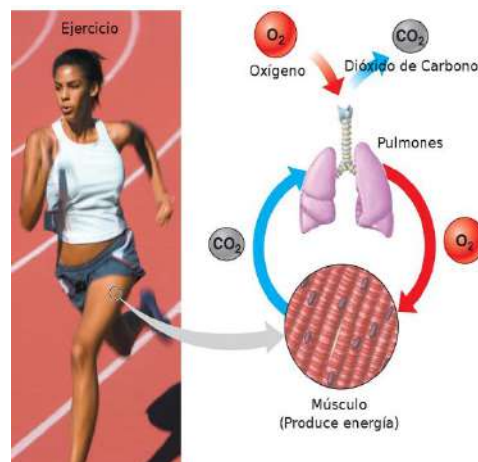


Figura 2.11: Los Músculos, Obtención de energía [2].

Esta alimentación correcta de los músculos recibe el nombre de metabolismo aeróbico, si realizamos habitualmente poco ejercicio físico y, de repente, se somete a los músculos a una actividad muy intensa, estos se ven forzados a obtener por si mismos la glucosa que necesitan. Pero los músculos deben llevar a cabo la producción de glucosa, su alimento básico, sin contar con el oxígeno

suficiente. Ésta alimentación incorrecta del músculo se denomina metabolismo anaeróbico, los dos tipos de alimentación muscular observamos en la Figura 2.12 [2].



Figura 2.12: Tipos de Metabolismo Muscular [2].

2.7. Contracción y Relajación Muscular

El aparato locomotor es la base del movimiento. Está formado por los huesos, los músculos y las articulaciones. Los músculos de fibra estriada que son los que forman parte del aparato locomotor tienen una misión muy concreta: hacer posible el movimiento de las distintas partes del esqueleto. Para ello, los músculos están unidos por los tendones a los huesos y éstos, separados entre sí por las articulaciones.

El movimiento se produce por la contracción y la relajación del músculo. La contracción muscular se produce cuando por una orden del cerebro, las fibras formadas por células de actina se superponen sobre las de miosina, el músculo se contrae; se reduce entonces su longitud y aumenta su grosor. Como el músculo está unido al hueso por el tendón, cuando el músculo se encoge, el tendón se estira y arrastra el hueso. Se produce así el movimiento de una parte del cuerpo.

La relajación muscular se produce cuando las fibras de actina recobran su posición. Los músculos estriados no están, sin embargo, nunca totalmente

relajados. Mantienen una contracción permanente, muy ligera, llamada tono muscular, como observamos en la Figura 2.13 [2].

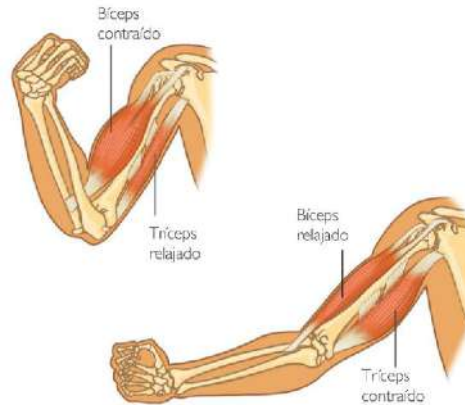


Figura 2.13: Contracción y Relajación Muscular [2].

2.8. Reacción de los Músculos ante un peligro

La médula espinal es una importantísima "vía de comunicación" del sistema nervioso. Sale del cerebro y, a través de un orificio en el hueso occipital, entra en las vértebras cervicales y discurre después por el interior de toda la columna vertebral.

En la médula espinal, hay fibras nerviosas y células nerviosas. Cada fibra nerviosa es larga y delgada, como un hilo y comunica una célula nerviosa de la médula con otra célula nerviosa en cualquier parte del cuerpo, éste tema se abordará con más profundidad en el Capítulo 3.

La médula espinal es una prolongación del cerebro y cada una de estas fibras y células está "comunicada" con el cerebro. Pero la médula espinal toma muchas decisiones sin consultar con el cerebro, es lo que se llama acto reflejo, se observa en la Figura 2.14.

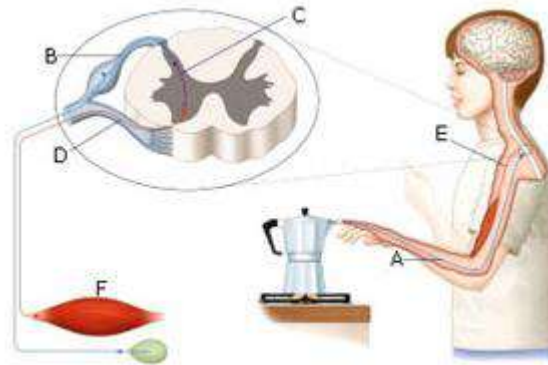


Figura 2.14: Acto Reflejo [2].

Si acercas, por ejemplo, la mano a una hoguera las células nerviosas detectoras del dolor situadas en la piel envían señales a la médula espinal a través de los nervios del brazo. Las células nerviosas encargadas del movimiento envían entonces una orden a los músculos del brazo para que se contraigan. Es así como, en una fracción de segundo, realizas el acto reflejo de retirar la mano para no quemarte [2].

2.9. Músculos Voluntarios e Involuntarios

Los músculos voluntarios son aquellos que podemos mover voluntariamente como se observa en la Figura 2.15. Son músculos de fibra estriada y, si exceptuamos algunos pequeños músculos, como los orbiculares de los ojos y la boca, todos los músculos voluntarios forman parte del aparato locomotor.

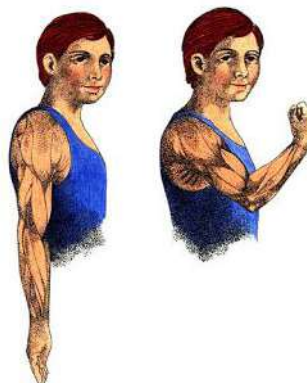


Figura 2.15: Movimientos Voluntarios [2].

El trabajo de los músculos del aparato locomotor consiste en aproximar y separar dos partes del cuerpo, a través de la contracción y de la relajación del músculo, ello da origen al movimiento.

El músculo está formado por miles de fibras musculares, que contienen millares de miofibrillas, formadas por dos proteínas: actina y miosina. Cuando llega una orden del cerebro, a través de los nervios, la actina, que es la célula del movimiento, se superpone sobre la miosina. Al cruzarse los dos tipos de célula, se reduce la longitud del músculo y este se contrae. Así es como puedes doblar un brazo o una pierna.

Los músculos involuntarios no dependen de nuestra voluntad. En nuestro cuerpo hay muchos músculos involuntarios, que no están bajo nuestro control. Realizan funciones "automáticas", que son fundamentales para el correcto funcionamiento del organismo. Forman parte de muchos conductos del cuerpo, como las venas, las arterias, el esófago o la faringe, y de las "paredes" de varios órganos, como el estómago. Los músculos involuntarios son casi todos de fibra lisa, pero algunos como el corazón o los músculos de la faringe, son de fibra estriada.

2.10. Clases de Músculos

El tejido muscular está formado por unos filamentos alargados, llamados fibras. Los músculos de nuestro cuerpo son de dos clases, según el tipo de fibra: músculos de fibra estriada y músculos de fibra lisa.

- **Músculos de Fibra Estriada o músculos de movimiento voluntario:**
 - ✓ **El aparato locomotor:** Los músculos del aparato locomotor, es decir, los músculos que recubren los huesos, son de fibra estriada. Son músculos robustos y potentes, formados por tres o más paquetes musculares. Se llaman músculos de fibra estriada por las estrías que cruzan las fibras del tejido muscular. Los músculos de fibra estriada que forman parte del aparato locomotor son músculos voluntarios: se contraen, es decir, se encogen cuando reciben una orden del cerebro.

- ✓ **El corazón:** El tejido muscular del corazón tiene las fibras estriadas, como los músculos del aparato locomotor; pero está formado por un tipo de fibra especial, llamada miocardio. Aunque sus fibras son estriadas, el corazón es un músculo involuntario, es decir, no necesita de órdenes del cerebro para bombear sangre de manera incansable.

- **Músculos de Fibra Lisa o músculos de movimiento involuntario:**

Los músculos de fibra lisa están formados por un solo paquete muscular, es decir, un solo grupo de fibras. Forman parte de numerosos conductos del cuerpo, donde realizan funciones imprescindibles para el correcto funcionamiento del organismo.

La característica principal de los músculos de fibra lisa es que actúan "automáticamente", no depende de nosotros que funcionen o no. Los movimientos de contracción y relajación de los músculos de fibra lisa se producen sin necesidad de que el cerebro les ordene que efectúen el movimiento. Por eso se denominan músculos involuntarios.

Éstas son las funciones de los principales músculos de fibra lisa:

- ✓ **El aparato digestivo:** El músculo que forma las paredes del esófago se mueve incansable actuando como una especie de cinta transportadora de los alimentos. Las contracciones del tejido muscular del estómago mezcla los alimentos - llamados bolo alimenticio - y los hace avanzar hacia el intestino con movimientos llamados peristálticos. El músculo liso que forma las paredes del intestino reacciona automáticamente para absorber las sustancias nutritivas presentes en los alimentos.
- ✓ **La circulación sanguínea:** En las venas y las arterias, las fibras musculares realizan una importante función para impulsar la sangre a través de todo el cuerpo. La contracción y la dilatación de las fibras musculares influye en la abertura interior de las venas y de las arterias y, por lo tanto, en el paso de la sangre.

En la siguiente Figura 2.16 observamos los tipos de fibras musculares [2]:

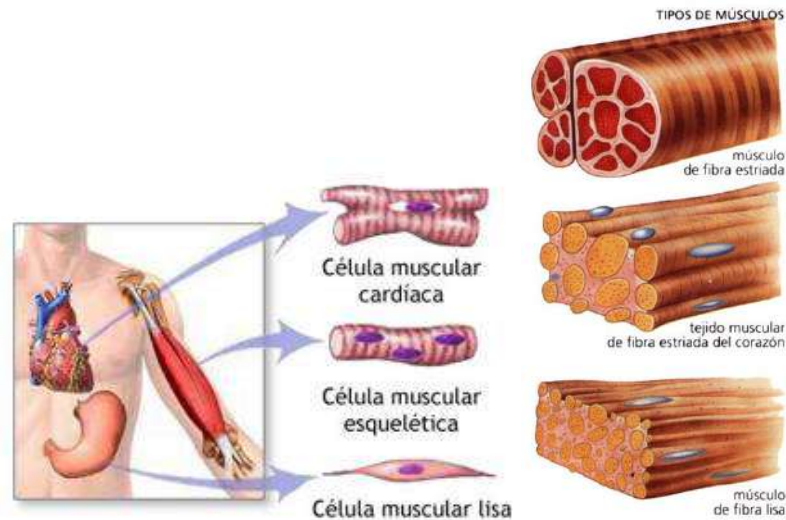


Figura 2.16: Tipos de Fibras Musculares [2].

2.11. Las Formas de los Músculos

Una vez que hemos visto la gran variedad de funciones que los músculos desempeñan en nuestro cuerpo, veremos formas muy diferentes de los músculos. Sin embargo, todos los músculos del cuerpo se pueden incluir en varios grupos muy parecidos por su forma, se observa en la Figura 2.17:

- **Músculos anchos y planos:** Son muy delgados y por lo general bastante grandes. Se encuentran sobre todo en el tórax y el abdomen. Su misión es proporcionar protección a órganos delicados, como el corazón y los pulmones, así como intervenir en los movimientos que hacen posible la respiración. El recto del abdomen es un músculo ancho.
- **Músculos largos o fusiformes:** Son mucho más largos que anchos y gruesos. Por lo general, forman parte del aparato locomotor y se hallan sobre todo en los brazos y en las piernas. Son músculos largos el bíceps, el tríceps, los cuádriceps, etc.
- **Músculos cortos u orbiculares:** Pequeños músculos que desempeñan funciones diferentes en distintas partes del cuerpo. Se encuentran sobre todo alrededor de la boca y los ojos, junto a la columna vertebral.

- **Músculos circulares:** Reciben el nombre de esfínteres. Tienen forma de anillo y cierran diferentes conductos del cuerpo, como la vejiga de la orina o el orificio del ano.

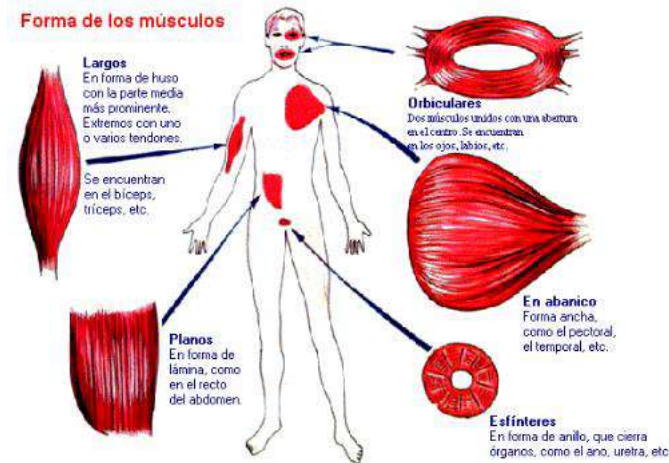


Figura 2.17: Formas de los Músculos [2].

2.12. Como está construido el Músculo Esquelético

Al igual que otras partes del cuerpo, como los huesos y los nervios, el músculo está formado por un tejido construido por células [2]. El músculo esquelético está formado por fascículos musculares, que a su vez se subdividen en las fibras musculares, la fibra muscular tiene el grosor aproximado de un cabello, que presentan una apariencia estriada y a su vez la fibra muscular se subdivide en miofibrillas, las miofibrillas están compuestas por haces de miofilamentos, y a la membrana que envuelve la miofibrilla se lo denomina sarcolema, el sarcolema está formado por dos miofilamentos que son la actina (más fina), la miosina (más gruesa) y la titina (conecta actina con miosina) formando la unidad contráctil más pequeña. La unidad básica de todo músculo es la miofibrilla, estructura filiforme muy pequeña formada por proteínas complejas, cada célula muscular o fibra contiene varias miofibrillas, compuestas de miofilamentos de dos tipos, gruesos y delgados, como se observa en la Figura 2.19. Si comparamos el cuerpo humano con una casa, los tejidos serían las paredes de la casa y las células, los ladrillos que se utilizan para levantar las paredes. Los "albañiles" que fabrican y colocan los ladrillos, es decir, las células musculares, son dos proteínas llamadas

actina y miosina. El tejido muscular se diferencia de otros tejidos como el tejido óseo en que tiene una forma muy alargada, que se denomina fibra, como se observa en la Figura 2.18 [2].

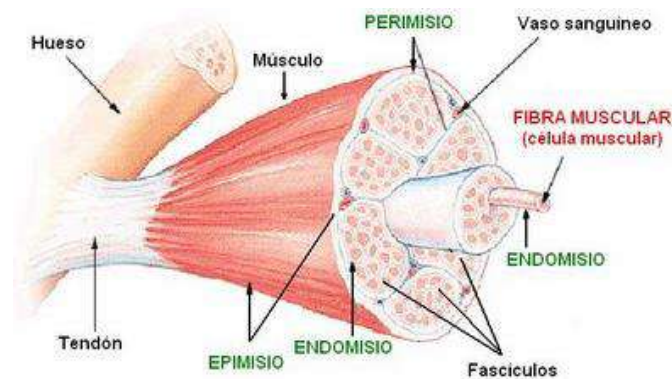


Figura 2.18: Estructura Interna del Músculo [5].

Cada fibra muscular está envuelta en una especie de membrana muy delgada. El conjunto formado por la fibra y la membrana se llama paquete muscular primario. Varios paquetes musculares envueltos en otra membrana delgada forman un paquete muscular secundario. Un músculo voluminoso puede estar formado por un tercer y por un cuarto paquete muscular. Rodeando los paquetes musculares, existe una membrana de tejido conjuntivo, es decir, resistente, llamada perimisio como se observa en la Figura 2.19. En los músculos de fibra estirada, el perimisio termina en un tejido de color blanco, llamado tendón, los tendones unen el músculo al hueso [2].

Como se observa en la figura 2.18, el endomisio es el fascículo que envuelve y separa una fibra de otra, como se había mencionado, el perimisio es el tejido conectivo que envuelve a cada paquete de fibras denominados fascículos musculares y el epimisio es la capa del tejido conectivo que envuelve al músculo [6].

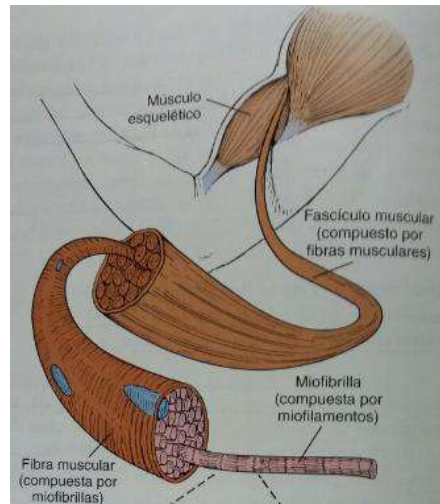


Figura 2.19: Organización del Músculo Esquelético [5].

2.13. El Ciclo de la Contracción Muscular

El acortamiento de un músculo comprende ciclos de contracción rápidos que desplazan los filamentos finos a lo largo de los filamentos gruesos. Cada ciclo de contracción está compuesto por cinco etapas: adhesión, separación, flexión, generación de fuerza y readhesión.

- **La adhesión es la etapa inicial del ciclo de contracción y en ella la cabeza de miosina está fuertemente unida a la molécula de actina del filamento fino:**

Al comienzo del ciclo de contracción la cabeza de la miosina está fuertemente unida a la molécula de actina del filamento fino y no hay una fuente energética necesaria para todas las formas de trabajo biológico como la contracción o ATP. Esta disposición se conoce como configuración de rigidez. El endurecimiento y la rigidez musculares que comienzan en el momento de la muerte son secundarios a la falta de ATP y reciben el nombre de rigidez cadavérica. En un músculo en contracción activa esta etapa finaliza con la fijación del ATP a la cabeza de la miosina, lo comentado se observa en la Figura 2.20.

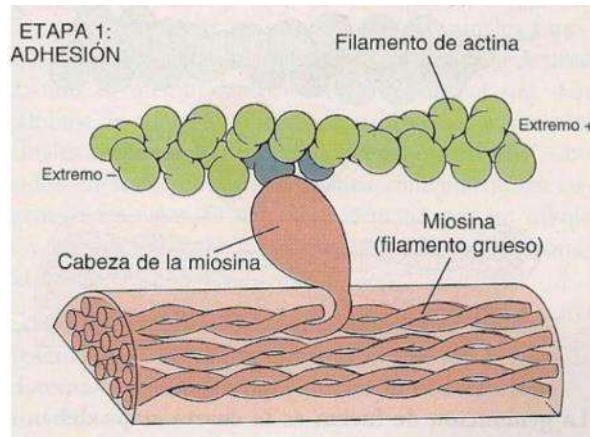


Figura 2.20: Etapa de Adhesión [5].

- **La separación es la segunda etapa del ciclo y en ella la cabeza de la miosina se desacopla del filamento fino:**

En esta etapa del ciclo de contracción se une ATP a la cabeza de la miosina e induce cambios de conformación del sitio de unión a la actina. Esto reduce la afinidad de la cabeza de miosina por la molécula de actina y determina que se desacople del filamento fino, se observa en la Figura 2.21.

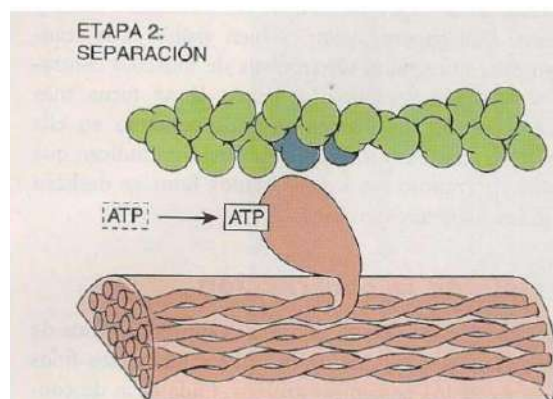


Figura 2.21: Etapa de Separación [5].

- **La flexión es la tercera etapa del ciclo y en ella la cabeza de la miosina, como consecuencia de la hidrólisis de ATP, avanza una distancia corta en relación con el filamento fino:**

El sitio de fijación de ATP de la cabeza de miosina sufre cambios de conformación adicionales que determinan que la cabeza se flexione. Este movimiento es iniciado por la escisión del ATP en adenosina difosfato (ADP) y fosfato inorgánico; no obstante, ambos productos hidrolíticos permanecen unidos a la cabeza de la miosina. En esta etapa del ciclo el desplazamiento lineal de la cabeza de la miosina en relación con el filamento fino es de unos 5 nm como se observa en la Figura 2.22.

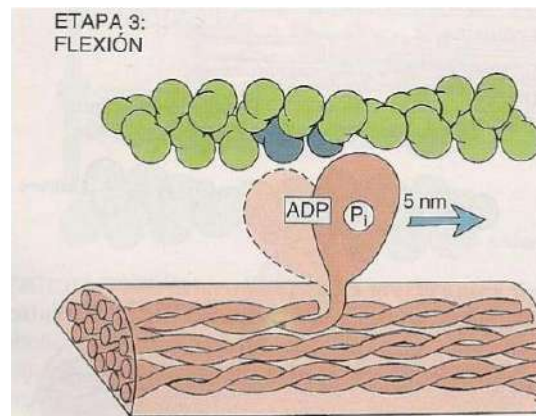


Figura 2.22: Etapa de Flexión [5].

- **La generación de Fuerza es la cuarta etapa del ciclo; en ella la cabeza de la miosina libera el fosfato inorgánico y ocurre el golpe de fuerza:**

La cabeza de la miosina se une débilmente a su nuevo sitio de unión en la molécula de actina contigua del filamento fino, lo que causa la liberación del fosfato inorgánico. Esta liberación tiene dos efectos. Primero, aumenta la afinidad de la fijación entre la cabeza de la miosina y su nuevo sitio de unión. Segundo, la cabeza de la miosina genera fuerza conforme retorna a su posición no flexionada original. En consecuencia, cuando la cabeza de la miosina se endereza impulsa el movimiento del filamento fino a lo largo del filamento grueso. Este es el "golpe de fuerza" del ciclo. Durante esta etapa el ADP se separa de la cabeza de la miosina, como se observa en la Figura 2.23.

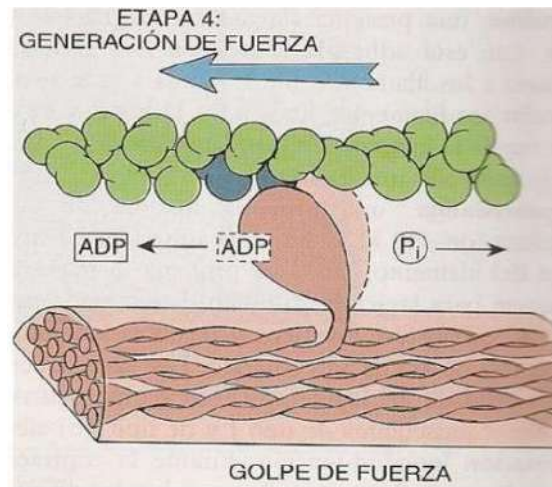


Figura 2.23: Etapa de Generación de Fuerza [5].

- **La readhesión es la quinta y última etapa del ciclo; en ella la cabeza de la miosina se une con firmeza a una nueva molécula de actina:**

La cabeza de la miosina vuelve a estar unida con firmeza a una nueva molécula de actina del filamento fino (configuración de rigidez) y el ciclo puede repetirse. Aunque una cabeza de miosina individual se separe del filamento fino durante el ciclo, otras cabezas miosínicas del mismo filamento grueso se fijarán a moléculas de actina, lo que producirá movimiento. Como las cabezas de la miosina se disponen en forma de imágenes especulares a cada lado de la banda H (organización antiparalela), esta acción tracciona los filamentos finos hacia el interior de la banda A, con lo que el sarcómero se acorta, se observa en la Figura 2.24 [5].

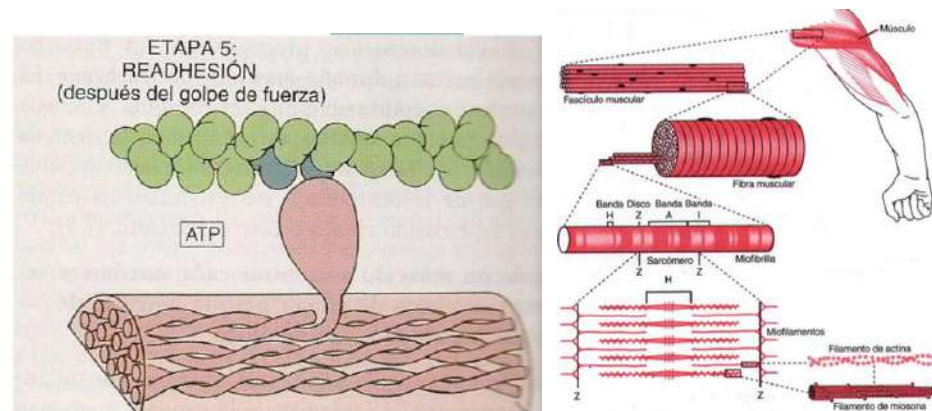


Figura 2.24: Etapa de Readhesión [5].

2.14. Los Acontecimientos generales de la Contracción Muscular

Los acontecimientos que ocurren en la contracción se pueden resumir de la siguiente manera (los números se corresponden con los de la Figura 2.25):

1. La contracción de una fibra muscular esquelética se inicia cuando un impulso nervioso o potencial de acción que avanza a lo largo del axón de una moto neurona llega a la unión neuromuscular.
2. El impulso nervioso desencadena la liberación del neurotransmisor que es la acetilcolina, hacia la hendidura sináptica, lo que causa la despolarización local del sarcolema.
3. La acetilcolina actúa localmente, en una zona de la membrana de la fibra muscular abriendo canales de sodio (Na^+) activados por voltaje y el sodio entra a la fibra muscular.
4. La despolarización se generaliza por toda la membrana plasmática de la fibra muscular y viaja al interior de la fibra a través de las membranas de los túbulos T.
5. Las proteínas sensoras del voltaje en la membrana plasmática de los túbulos T cambian su conformación.
6. A la altura de las triadas de la célula muscular los túbulos T están en contacto estrecho con las expansiones laterales del retículo sarcoplasmático, en donde los canales con compuerta para la liberación

de Ca^{2+} son activados por los cambios de conformación de las proteínas sensoras de voltaje.

7. El Ca^{2+} se libera con rapidez desde el retículo sarcoplasmático hacia el sarcoplasma.
8. Los iones de Ca^{2+} inician fuerzas de atracción entre los filamentos de actina y miosina, haciendo que se deslicen juntos, éste es el proceso de contracción.
9. Una fracción de segundos después, se bombean los iones de calcio (Ca^{2+}) hacia el retículo sarcoplasmático, donde permanecen almacenados hasta que llegue un nuevo potencial de acción o impulso eléctrico.

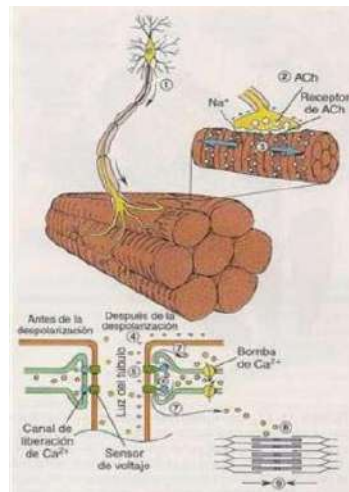


Figura 2.25: Acontecimientos de la Contracción del Músculo Esquelético [5].

CAPÍTULO 3

FUENTE DE LAS SEÑALES MIOELÉCTRICAS

3.1. Introducción

La señal mioeléctrica representa la actividad eléctrica resultante de la excitabilidad de las fibras musculares, debido a la concentración muscular. La amplitud de dicha señal varía desde los μV hasta valores del orden de los 10mV .

Para comprender las características de la señal Electromiográfica es necesario conocer cómo se origina, los procesos químicos asociados a su generación así como la composición de dicha señal [7].

3.2. Fuente de la Señal Mieléctrica

La electricidad se encuentra presente de muchas formas en la naturaleza, de tal forma que el cuerpo humano no es la excepción, en él podemos encontrar pequeños impulsos eléctricos mediante los cuales se llevan a cabo funciones importantes del organismo: latido del corazón, la respiración, pensar, el fenómeno de la vista etc. Uno de los primeros en contribuir en el campo de la actividad eléctrica en el cuerpo fue Luigi Galvani [8], quien en 1786 descubrió la electricidad animal en una extremidad de rana haciendo pasar corriente eléctrica en los nervios de la extremidad y se percató que se producía un movimiento como respuesta al estímulo eléctrico.

Las funciones realizadas por el cuerpo humano son llevadas a cabo a través de impulsos eléctricos, estos impulsos son el resultado de la acción electroquímica de ciertos tipos de células, las cuales generan la diferencia de potencial (voltaje) mediante partículas ionizadas tales como iones de potasio (K), calcio (Ca), cloro (Cl), sodio (Na) así como la despolarización de sus membranas celulares. Muchos de estos intercambios de potenciales tienen lugar en el cerebro, el cual envía la orden en forma de impulsos eléctricos, los cuales son transportados a otra parte del cuerpo a través de los nervios. El sistema nervioso se divide en sistema nervioso central y sistema nervioso periférico; el sistema

nervioso central está formado por el cerebro y la espina dorsal, mientras que el periférico lo conforman los nervios periféricos y sus terminaciones motoras [8].

La unidad básica del sistema nervioso es la neurona; la neurona es una célula especializada en recibir y transmitir impulsos eléctricos denominados potenciales de acción, estas descargas eléctricas viajan a través de la membrana celular y es el principal medio de comunicación entre tejidos y células dentro del cuerpo humano [8].

El sistema nervioso humano está compuesto por más de 10^{10} células nerviosas (neuronas), la neurona tiene dos tipos de prolongaciones, las dendritas y el axón, cuya comunicación entre neuronas es realizada a través de las dendritas. A la neurona se lo conoce también como estimuladora o inhibidora. Existe un tipo de neuronas especializadas que conforman el sistema motor humano, estas neuronas reciben el nombre de motoneuronas; las motoneuronas son las encargadas de mandar y recibir impulsos eléctricos desde la espina dorsal hasta las fibras musculares [9], como se observa en la Figura 3.1.

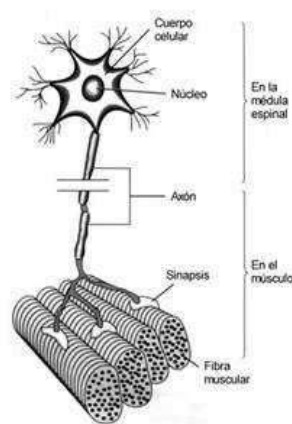


Figura 3.1: Anatomía de la Motoneurona [9].

El sistema músculo-esquelético está formado principalmente por motoneuronas, fibras musculares, músculos y el esqueleto, juntos proveen soporte al cuerpo y la capacidad de realizar movimientos. En el músculo podemos distinguir entre 2 unidades principalmente, la unidad anatómica y la unidad funcional; la primera es la llamada fibra muscular, mientras que la

segunda recibe el nombre de unidad motora. La unidad motora (UM) como se observa en la Figura 3.2, es un grupo de fibras musculares inervado por una sola neurona motora [8].

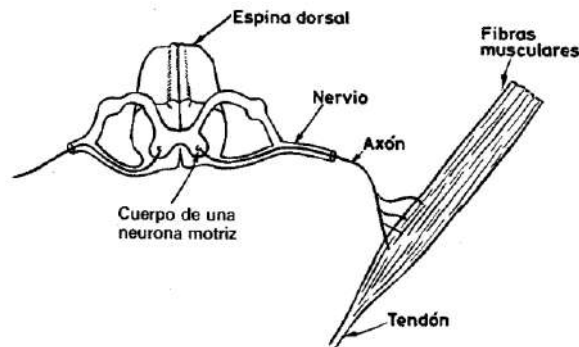


Figura 3.2: Diagrama de una Unidad Motora [10].

La unión entre el axón terminal y la fibra muscular se lo conoce como sinapsis neuromuscular, o placa motora como se observa en la Figura 3.2. Si la motoneurona sufre una despolarización, ésta recorre todo el axón hasta las terminaciones sinápticas y provoca la despolarización, casi sincrónica, en todo el conjunto de fibras musculares de la unidad motora.

La unidad contráctil de la musculatura del esqueleto es la fibra muscular, que es una célula cilíndrica de unos 50 μm de diámetro, que al ser estimulada se contrae desarrollando fuerza. Un músculo consiste en haces paralelos de fibras musculares, la activación de cada fibra se hace a través del axón de la motoneurona que la inerva. Según la posición y la función del músculo, el número de fibras musculares inervadas por un mismo axón puede variar entre uno o más de mil.

El conjunto formado por la célula nerviosa motriz (motoneurona) en la espina dorsal, su axón y las fibras musculares que éste inerva constituye la unidad funcional básica del sistema muscular y se lo conoce como unidad motora (UM) [10].

Con todo esto, un músculo puede considerarse como un conjunto de unidades motoras dispuestas en paralelo. El significado de una orden de excitación dirigida

a un músculo es que un número mayor o menor de unidades motoras recibirán una orden de despolarización. Una orden motora puede ser mínima, si solo ordena actividad a una única unidad motora, o máxima, si se ordena la contracción completa del músculo. La actividad de una unidad motora es el elemento individualizable mínimo de la contracción muscular.

Realizar un simple movimiento requiere la intervención de muchas neuronas tanto sensoriales como motoras, que trabajando en conjunto logran ejecutar la acción indicada; el funcionamiento es el siguiente en otros términos: se genera la orden en el cerebro en forma de un impulso eléctrico; este impulso viaja a través de la espina dorsal y llega hasta las motoneuronas responsables de inervar el músculo que realizará la acción estimulando las fibras musculares, produciendo así la expansión o inhibición del músculo. Cabe mencionar que para realizar un movimiento complejo, digamos la extensión o flexión del brazo, intervienen muchas motoneuronas, y no puede lograrse solo estimulando un solo músculo, el cual está ligado a más de una UM [8]. Cada unidad motora ocupa un territorio en el cual es posible registrar su actividad.

CAPÍTULO 4

ADQUISICIÓN DE LAS SEÑALES EMG

4.1. Introducción

La importancia de conocer la señal proveniente de los músculos se refleja en las diversas aplicaciones basadas en su adquisición, además sirve para estudios fisiológicos y biomecánicos básicos, la adquisición de la señal EMG es una herramienta vital para la investigación, en áreas como fisioterapia, rehabilitación y lo más importante, el control de prótesis para personas con amputación de los miembros inferior o superior [7].

4.2. Los Electrodo

La manera de obtener información acerca de nuestro entorno y transferirla a algún aparato electrónico se lleva a cabo mediante un transductor, un transductor es un dispositivo capaz de transformar un tipo de energía de entrada a otro tipo de energía de salida. En el campo de la bioelectricidad los transductores utilizados son llamados electrodos, como se observa en la Figura 4.1; los electrodos hacen un intercambio iónico del tejido vivo del cuerpo hacia un dispositivo electrónico desencadenando la aparición de una diferencia de potencial (voltaje) [7], de tal forma que el electrodo se encarga de transformarla para posteriormente obtener información útil de la medición [11]; por el cual, existe dos transiciones en el camino de la señal bioeléctrica (pulso eléctrico), una corresponde al contacto entre el electrolito y la piel, otra al contacto entre la parte metálica del electrodo y el electrolito [7], entre las señales bioeléctricas más estudiadas y registradas se encuentran las Electrocardiográficas (ECG), Electroencefalográficas (EEG), Electromiográficas (EMG), por citar algunas. Para el registros de estas señales se suelen utilizar principalmente dos tipos de electrodos, los electrodos de superficie y los electrodos invasivos; los electrodos de superficie son colocados en la superficie de la piel y son capaces de tomar registros poblacionales de la actividad bioeléctrica; mientras que los electrodos

invasivos son insertados en el tejido para tomar directamente la diferencia de potencial existente entre la membrana celular y la piel [8].



Figura 4.1: Electrodos Superficiales.

Es necesario conocer e identificar el músculo generador de la señal mioeléctrica, para la cual se recomienda la asistencia de personal médico especializado, quienes pueden identificar con mayor precisión las regiones musculares con mayor compromiso en la ejecución de los movimientos de interés y debe de realizarse particularmente con cada paciente debido a que las señales mioeléctricas son propias de cada quien; también identificar el número de electrodos a utilizar, analizar la posición de los electrodos e identificar la distancia entre éstos, además es importante tener en cuenta que el número de electrodos corresponde al número de canales a procesar y éste es un parámetro esencial en el desempeño del clasificador y en el número de movimientos a identificar [11].

Los electrodos convierten las corrientes iónicas (únicas presentes en los tejidos vivos) en corrientes de electrones (las únicas que pueden circular por los conductores metálicos). A continuación se describen los conceptos involucrados en las interfaces antes mencionadas.

4.2.1. Interfase Electrolito-Piel

Cuando se coloca un electrodo en la piel generalmente se emplea, para mantener un buen contacto, un electrolito en forma de gel conductor, transparente, conteniendo cloro como principal anión.

La interface electrolito-piel exhibe características diferentes a la electrodo-electrolito, muchas de ellas en relación a la anatomía de la piel. Un corte transversal de la misma muestra tres capas: epidermis, dermis y subcutánea o hipodermis, correspondientes a capa externa, media e interna respectivamente, el corte transversal se observa en la Figura 4.2.

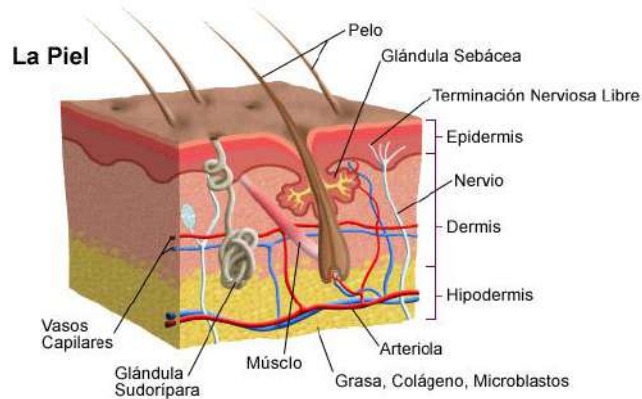


Figura 4.2: Capas de la Piel [12].

La epidermis juega el papel más importante en la interface electrolito-piel y consta a su vez de tres capas. En su capa interna, se generan las células jóvenes y estas se desplazan hacia la superficie perdiendo vitalidad, de forma tal que su capa externa, denominada estrato córneo, es un mosaico de células muertas con características eléctricas diferentes al tejido vivo. La epidermis resulta entonces una capa de la piel en constante cambio [7], las capas de la epidermis se observan en la Figura 4.3.

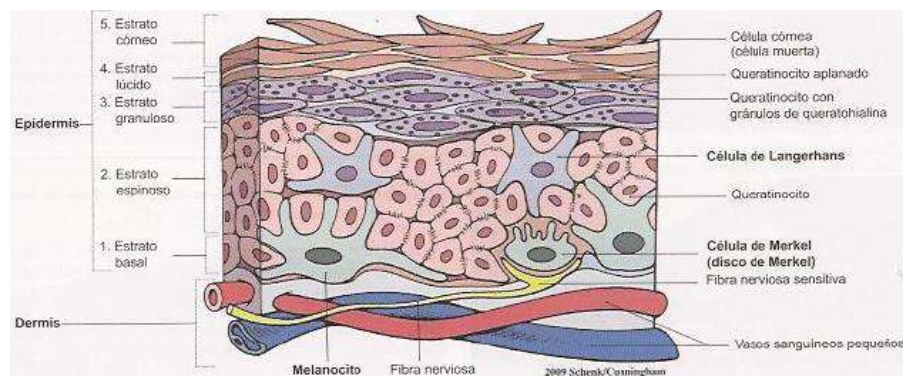


Figura 4.3: Capas de la Epidermis [13].

Modelo eléctrico de la interfase electrolito-piel

El modelo eléctrico de un electrodo y la piel a través del gel electrolítico, junto al modelo en circuito eléctrico de la interface electrodo-electrolito, se muestra en la siguiente Figura 4.4:

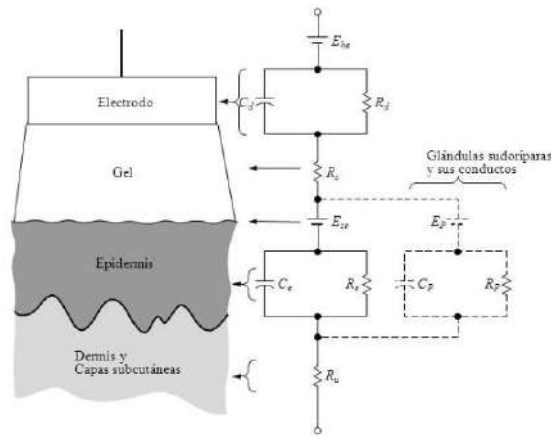


Figura 4.4: Modelo Eléctrico de Electrodo, el Gel Electrolítico y la Piel [7].

La resistencia en serie R_S representa la resistencia efectiva asociada a los efectos del electrolito entre el electrodo y la piel. E_{SC} es la diferencia de potencial resultante de la diferencia de concentración de iones a ambos lados del estrato córneo, que funciona como una membrana semipermeable.

La capa epidérmica tiene una impedancia eléctrica que se comporta como un circuito RC paralelo. La dermis y el tejido subcutáneo lo hacen como una resistencia pura R_U , generando potenciales despreciables.

Si el efecto del estrato córneo es reducido el electrodo resulta más estable. Se puede lograr removiendo las células muertas debajo del electrodo, para lo cual existen diferentes métodos como frotar vigorosamente la zona con acetona u otros procedimientos que impliquen la abrasión de la piel de dicha zona. Como consecuencia se logra cortocircuitar E_{SC} , R_S y C_e mejorando la estabilidad de la señal.

El circuito mostrado en líneas punteadas en la Figura 4.4, corresponde a la contribución de las glándulas sudoríparas y de los conductos de sudor. El fluido segregado por dichas glándulas contiene iones Na^+ , k^+ y CL^- , concentraciones

que difieren de la extracelular, generando una diferencia de potencial entre el lumen del conducto de sudor y la capa dermis y la subcutánea, siendo éste potencial E_p .

Por otra parte, el paralelo de R_p y C_p representa la pared de las glándulas sudoríparas y el conducto, dichos aportes normalmente se desprecian en lo que refiere a la electromiografía, pero tienen un peso importante en otras técnicas como, medida de la actividad electrodermal o respuesta galvánica de la piel [7].

4.2.2. Interfase Electrodo-Electrolito

Para comprender el pasaje de corriente eléctrica desde el cuerpo al electrodo, es necesario el análisis de la interfase electrodo-electrolito mostrada en la Figura 4.5:

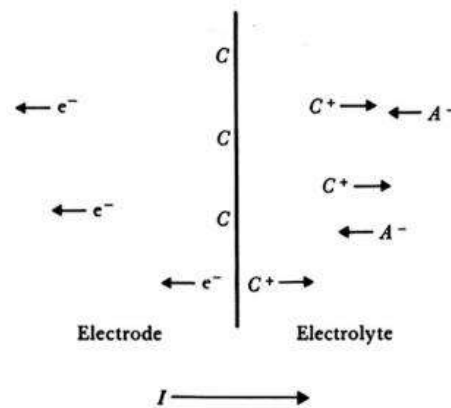


Figura 4.5: Interfase Electrodo-Electrolito [7].

El electrodo consiste en átomos metálicos C y el electrolito es una solución acuosa que contiene cationes del metal del electrodo, denominados C^+ , y aniones denominados A^- . Éste es el caso de los electrodos del tipo Plata/Cloruro de Plata ($Ag/Ag - Cl$).

La corriente que atraviesa la interfase está compuesta por:

- Electrones moviéndose con dirección opuesta a la corriente (I) en el electrodo.
- Cationes moviéndose en la misma dirección de la corriente (I).

- Aniones moviéndose en dirección opuesta a la corriente en el electrolito.

Dado que no hay electrones libres en el electrolito y no hay cationes o aniones libres en el electrodo, para que la carga cruce la interfaz lo que ocurre son reacciones químicas que permiten el paso de portadores [7], estas reacciones son del tipo óxido-reducción y están dadas por las siguientes ecuaciones 4.1 y 4.2:



Siendo n la valencia de C y m la de A . El material en el electrodo puede oxidarse para formar un catión y uno o más electrones libres. El catión se descarga en el electrolito, los electrones permanecen como portadores de carga en el electrodo. Estos se representan en la ecuación (4.1) de izquierda a derecha.

A su vez, un anión de la interfase se puede oxidar a un átomo neutro, emitiendo uno o más electrones libres para el electrodo tal como se observa en la ecuación (4.2), de izquierda a derecha y la reducción se refleja en las ecuaciones (4.1) y (4.2) de derecha a izquierda.

Como resultado de éstas reacciones químicas, surge una distribución de carga en la superficie de contacto electrodo-electrolito dando lugar a lo que se denomina "potencial de media celda" o "potencial de media celda en equilibrio" cuando no existe flujo de corriente a través de la interfase.

Si la tasa de reacción de oxidación es igual a la tasa de reducción, la transferencia de carga a través de la interfase es nula.

Cuando el flujo de corriente es desde el electrodo al electrolito, como se observa en la Figura 4.5, las reacciones de oxidación dominan, si la corriente fluye de manera opuesta, las que predominan son las reacciones de reducción. En el caso de que haya flujo de corriente, el potencial de media celda varía produciéndose la polarización del electrodo. La diferencia entre el potencial de media celda observado y el potencial de media celda en equilibrio es conocido

como "sobre potencial" o "sobre voltaje". Dicho sobre voltaje posee tres componentes:

- **Potencial Ohmico:** cuando dos electrodos están sumergidos en un electrolito, la corriente que circula a través de ellos presenta una caída de voltaje debido a la resistencia del electrolito. Dicha resistencia a su vez puede variar en función de la corriente que circula entre los electrodos, siendo la relación V/I no necesariamente lineal. Este caso se da, en particular, para los electrolitos con baja concentración de iones.
- **Potencial de concentración:** resulta de cambios en la distribución de iones en el electrolito en la proximidad a la interfase. Estas variaciones ocurren al perderse el equilibrio electroquímico en la interfase, al establecerse una corriente. Este potencial puede variar por: variaciones de la temperatura, acumulación del sudor, cambios en la concentración del electrolito ya sea en pasta o gel, movimiento relativo del metal respecto a la piel, y por la cantidad de corriente que fluye en el electrodo.

Potencial de activación: las acciones de oxidación-reducción no son enteramente reversibles. Cuando el átomo de metal se oxida para formar iones, debe superar una barrera energética, esa energía de activación gobierna la cinética de la reacción. La reacción inversa de reducción también involucra una energía de activación, pero no necesariamente la misma. Cuando una corriente circula la diferencia de energía aparece como una diferencia de potencial en la interfase electrodo-electrolito, llamada potencial de activación.

Los tres modelos de polarización son aditivos, siendo el "sobre potencial" o "sobre voltaje" neto de un electrodo la suma del potencial ohmico, el potencial de concentración y el potencial de activación descritos [7].

Dependiendo de lo que ocurre cuando una corriente circula a través de la interfase electrodo-electrolito, existen teóricamente dos tipos de electrodos, los perfectamente polarizables y los perfectamente no polarizables. En los perfectamente polarizables no hay carga cruzando la interfase cuando la corriente es aplicada. Sí existe corriente en la interfase pero es una corriente de

desplazamiento y el electrodo se comportan como un capacitor. Por su parte, los perfectamente no polarizables son aquellos en los que cruzan libremente cargas entre la interfase electrodo-electrolito cuando una corriente es aplicada, no requiriendo energía para la transición, en estos no existiría sobre potencial, es decir, un sobre voltaje.

No es posible fabricar ninguno de los dos tipos, sin embargo, algunos electrodos pueden acercarse considerablemente a presentar estas características. Los electrodos fabricados con metales nobles, como el platino, tienen un fuerte comportamiento capacitivo y los electrodos de $Ag/Ag - Cl$ poseen características muy similares a los perfectamente no polarizables.

Distintos diseños se han implementado para intentar estabilizar el potencial de polarización. Hay que destacar que dicho potencial presenta tanto componente DC, como AC.

La componente AC se reduce en gran medida, agregando una interfase de intercambio de cloruro en el metal del electrodo, tal disposición se encuentra en los electrodos de $Ag/Ag - Cl$ ampliamente utilizados y disponibles comercialmente.

Esta clase de electrodos son muy populares en electromiografía debido a su masa ligera (250 mg), pequeño tamaño (diámetro 11 mm), alta fiabilidad y durabilidad.

La disminución del potencial de polarización asociado a este tipo de electrodos es su mayor beneficio. La componente DC del potencial de polarización es anulando por medios electrónicos cuando se emplean los electrodos en configuración bipolar [7].

4.2.3. Configuración del Electrodo

La actividad eléctrica de un músculo puede ser adquirida mediante la colocación de un electrodo en la zona de interés, y midiendo el potencial eléctrico respecto a un electrodo de referencia ubicado en un ambiente eléctricamente "silencioso", o que contiene señales eléctricas no relacionadas con la que se

desea detectar. Es decir, que las dos señales tengan asociación fisiológica y anatómica mínima.

Dicha configuración se denomina monopolar. Su desventaja: que se detectarán todas las señales eléctricas existentes en la proximidad de la superficie de detección, incluyendo aquellas no deseadas procedentes de fuentes distintas al músculo investigado. La limitación antes mencionada se supera con la configuración conocida como bipolar. En este caso, dos electrodos se disponen detectando así dos potenciales en el tejido muscular, cada uno respecto al electrodo de referencia. Ambas señales ingresan a un amplificador diferencial el cual amplifica la diferencia entre ellas, eliminando cualquier componente de "modo común". Las señales provenientes del tejido muscular serán distintas en cada electrodo debido a los eventos electroquímicos localizados, producidos en las fibras musculares.

Las señales de "ruido AC" originadas en fuentes más distantes, tales como los 50 o 60 Hz de las señales electromagnéticas, irradiadas por cables de alimentación, tomacorrientes y dispositivos eléctricos; así como las señales de "ruido DC" debido a la polarización del potencial en la interfase metal-electrolito, se detectarán con una amplitud esencialmente similar en ambos electrodos. Por lo tanto, en el caso ideal, al restarse se anularán. La medida de la capacidad del amplificador diferencial para eliminar la señal de modo común se llama relación de rechazo en modo común (*CMRR*) [7].

4.2.4. Ubicación y Colocación de los Electrodo

La amplitud y el ancho de banda de la señal EMG no están determinados únicamente por causas electrofisiológicas y sus distancias a los electrodos. También por los tipos y tamaños de los electrodos empleados y por el espaciamiento entre ellos, lo que determina el volumen de registro o recepción del tejido, resultando las distancias más pequeñas en registros más selectivos. La orientación de los electrodos superficiales, en referencia al músculo que se está estudiando, es otro factor importante para determinar las características de la señal adquirida.

Con el objetivo de normalizar los factores antes mencionados, y así mismo, todo lo referido a la técnica de electromiografía superficial (EMGS), surge el proyecto SENIAM ("Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles"). Si bien dicha técnica es popular y usada en variadas aplicaciones, no es empleada de forma estándar. La mayoría de los avances se han dado en grupos concretos de científicos alrededor del mundo cuya metodología suele ser muy distinta. La variedad en los procedimientos dificulta el uso generalizado de la técnica, por tanto, resulta esencial la normalización.

La SENIAM define el tamaño del electrodo para EMG como el tamaño de su zona conductora. En la práctica, varía de 1mm^2 a unos pocos cm^2 . Para los sensores bipolares, el tamaño de los electrodos debe ser lo suficientemente grande como para ser capaz de detectar un número razonable de unidades motoras, pero lo suficientemente pequeño para evitar la diafonía de otros músculos. La recomendación es que, como máximo mida 10mm en el sentido de las fibras musculares. La preferencia a nivel europeo ha sido optar, generalmente, por electrodos circulares con este diámetro.

Como ya se mencionó, este parámetro influye directamente en la señal EMG adquirida. Un aumento del tamaño en la dirección de las fibras, incrementa su amplitud, así como disminuye los contenidos de alta frecuencia, por esta razón se habla del efecto "integrador" de dicho aumento sobre la señal EMG. Por otra parte, aún no hay datos cuantitativos sobre los efectos de variar el tamaño en dirección perpendicular a las fibras [7].

Distancia entre Electrodo:

La normativa define la distancia entre electrodos como "la distancia entre centros de las áreas de conductividad de los electrodos" y con respecto a este punto, la normativa recomienda que:

- Los electrodos bipolares para EMG tengan una distancia entre electrodos de entre 20mm y 30mm.

- Cuando los electrodos bipolares están siendo aplicados sobre músculos relativamente pequeños, la distancia entre electrodos no debe superar $1/4$ de la longitud de la fibra muscular. De esta forma se evitan los efectos debido a tendones y terminaciones de las fibras musculares.

Posición de los Electrodo:

Como se vio, la señal Electromiográfica refleja la actividad eléctrica en los músculos durante una contracción, sin embargo, esta señal está altamente relacionada con la posición del electrodo respecto al músculo de interés. Para determinar la ubicación de los electrodos se sugiere emplear la normativa correspondiente, donde se encuentran recomendaciones para 30 músculos individuales. El objetivo al colocar los electrodos es conseguir una ubicación estable donde se pueda obtener una señal EMG de calidad. Se pueden ubicar sobre la superficie de la piel de manera longitudinal, o transversal:

- **Longitudinal:** ubicar el electrodo bipolar en la zona media del músculo, esto es, entre la terminación de la neurona motora que envía el impulso eléctrico (aproximadamente línea media del músculo) y el tendón distal.
- **Transversal:** ubicar el electrodo bipolar sobre la zona media del músculo, de tal forma que la línea que une los electrodos, sea paralela al eje longitudinal del músculo.

Como caso particular, por ser el músculo considerado para controlar el movimiento de la mano, se detallan las recomendaciones realizadas por SENIAM para el bíceps, en la Tabla 4.1 [7]:

Nombre del músculo	Biceps braquial
Postura inicial	Sentado en una silla con el codo flexionado en ángulo recto y la cara dorsal del antebrazo en una posición hacia abajo horizontal
Tamaño del electrodo	Tamaño máximo en la dirección de las fibras musculares: 10 mm
Distancia entre electrodos	20mm
Localización	Los electrodos deben ser colocados en la línea entre el acromion y la fosa cubital del codo, a un tercio desde la fosa
Orientación	En la dirección de la línea entre el acromion y la fosa cubital
Electrodo de referencia	Alrededor de la muñeca

Tabla 4.1: Recomendaciones de la SENIAM [7].

4.3. Consideraciones Prácticas

Por lo mencionado en el presente capítulo, se puede ver cómo todo el procedimiento de adquisición de una señal EMG, consiste en una concatenación de procesos de filtrado, cada uno de los cuales modifica, en algún aspecto, las características de amplitud y frecuencia de la señal.

Es importante recordar que las características de la señal EMG dependen de la corriente eléctrica generada en la membrana de las fibras musculares, así como del equipamiento empleado.

Para poder observar la señal es necesario amplificarla. Con el fin de describir éste proceso, se deben tener en cuenta ciertos conceptos tales como: características de ruido, relación señal-ruido, ganancia, relación de rechazo de modo común, ancho de banda, impedancia de entrada y corriente de polarización de entrada. Por supuesto, es conveniente detectar y registrar la señal EMG con la mínima distorsión posible y baja contaminación. A continuación se resumen ciertas consideraciones prácticas, para llevar a cabo la adquisición de la señal EMG [7]:

- **El Tejido como Filtro:**

1. La tensión disminuye rápidamente con la distancia, por lo tanto, los electrodos sólo detectan señales de las fibras musculares cercanas. La amplitud de los potenciales de acción disminuye 25% cada 100 μ m.
2. El tejido se comporta como un filtro pasa bajo cuyo ancho de banda y ganancia disminuyen a medida que aumenta la distancia entre las fibras musculares activas y la superficie de detección del electrodo. En el caso de electrodos superficiales, el espesor de los tejidos grasos y de la piel debe ser considerado.
3. El tejido muscular es altamente anisotrópico (las características varían según la dirección que se considere). Por lo tanto, la orientación de los electrodos respecto a la longitud de las fibras musculares es crítica.

- **Interface Electrodo- Electrolítico:**

1. Esta unión electroquímica se comporta como un filtro pasa alto.
2. La ganancia y ancho de banda serán función del área de las superficies de detección, del tratamiento electrolítico de las mismas, y de cualquier alteración química-eléctrica de la unión.
3. Las superficies de detección deben mantenerse siempre limpias.

- **Configuración Bipolar de los Electrodo:**

1. Esta propiedad idealmente se comporta como un filtro pasa banda. Esto se cumple si las entradas al amplificador son equilibradas y si los aspectos de filtrado de las interfaces electrodo-electrolito son equivalentes.
2. Una mayor separación entre las superficies de detección de los electrodos provocará un menor ancho de banda. Este aspecto es particularmente importante para los electrodos de superficie.
3. Cuanto mayor sea el espaciado entre las superficies de detección, mayor es la susceptibilidad del electrodo para la detección de amplitudes de señales EMG de músculos adyacentes. Una vez más, este aspecto es particularmente importante para los electrodos de superficie. Una regla de oro es que los electrodos detectan señales medibles desde una distancia igual a la separación entre las superficies de detección. Sin embargo, la anisotropía de los tejidos debajo del electrodo puede aumentar la sensibilidad de los electrodos a lo largo de la superficie del músculo generando diafonía.
4. Se recomienda una separación entre las superficies de detección de 2.0 cm para electrodos de superficie.

- **Características del Amplificador:**

La longitud de los cables a la entrada del amplificador debe ser lo más corta posible y no ser susceptible al movimiento. Esto se puede lograr situando la primera etapa de amplificación, físicamente próxima al electrodo (dentro de 10

cm) [7]. Dada la baja amplitud de la señal EMG, el ruido juega un rol protagónico, por lo tanto, en la sección siguiente se detallan los conceptos involucrados que permiten caracterizarlo, para de esta forma, poder minimizar sus efectos [7].

4.4. Caracterización del Ruido

Al censar señales bioeléctricas, uno de los mayores inconvenientes encontrados es la existencia de ruido, ya que pueden presentar amplitudes comparables con la señal EMG.

Por esta razón, es un desafío y una necesidad, minimizar o eliminar las señales indeseadas superpuestas a la tensión diferencial, en las entradas inversora y no inversora del amplificador, apareciendo a la salida del mismo y degradando su respuesta ideal. Las señales de ruido se clasifican dependiendo de su naturaleza, sus características de amplitud y ancho de banda. En general son aleatorias y provienen de resistencias internas o fuentes externas al amplificador [7].

En la Figura 4.6 se muestran las principales fuentes de ruido que actúan sobre el potencial bioeléctrico de interés.

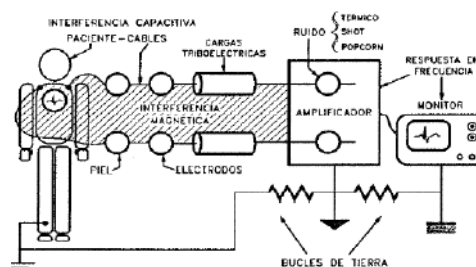


Figura 4.6: Fuentes de Interferencia [7].

4.4.1. Clasificación del Ruido

El ruido de un sistema se puede clasificar como sigue [7]:

- **Ruido interno o inherente:** Es de origen aleatorio. Corresponde al generado en los dispositivos electrónicos como consecuencia de su naturaleza física (ruido térmico, ruido por cuantización de las cargas, ruido de semiconductor, etc.).

- **Ruido externo o interferencia:** Corresponde al generado en una parte del sistema como consecuencia de acoplamiento eléctrico o magnético con otro punto del propio sistema, con sistemas naturales o con sistemas construidos por el hombre como motores, equipos, etc. El ruido de interferencia puede ser periódico, intermitente, o aleatorio. Normalmente se reduce, minimizando el acople eléctrico o electromagnético a través de blindajes, o la reorientación adecuada de los diferentes componentes y conexiones.

4.4.1.1. Ruido Interno o Inherente

Las fuentes intrínsecas de ruido son generadas por el propio circuito, independientemente de las interferencias externas. Dependiendo de su origen y espectro de frecuencia, se agrupan de la siguiente manera [7]:

- **Ruido Térmico o Blanco:**
 - ✓ Se debe al movimiento térmico aleatorio de portadores de carga.
 - ✓ Existe en todo medio con portadores libres.
 - ✓ Fija límites físicos a señales que se pueden amplificar y al consumo necesario para procesamiento analógico de señales.
- **Ruido, flicker o rosado:**
 - ✓ Generado por aspectos constructivos de los dispositivos.
 - ✓ En el transistor MOS, se debe a imperfecciones en la interfaz óxido/semiconductor.

4.4.1.2. Ruido Externo o Interferencias

Por interferencia se entiende cualquier tipo de influencia física que contamine las señales o que reduzca la capacidad o prestaciones del sistema. Como se mencionó pueden proceder del propio dispositivo, de equipos externos o del medio ambiente. Pudiéndose introducir por conducción, acople capacitivo, inducción magnética, o radiación electromagnética. Existen causas no eléctricas que también producen interferencias, como las vibraciones, la radiación térmica, etc.

En particular, las interferencias se pueden agrupar según las mismas sean internas o externas al equipo de medida. Dentro de las internas se encuentran: las provocadas por el transformador de la fuente de alimentación; las debidas al rizado de la misma. Por otro lado, las interferencias externas al equipo incluyen: el acople capacitivo e inductivo; las originadas por las interfaces electrodo-electrolito y electrodlito-piel; las causadas por otros potenciales biológicos u otros sistemas fisiológicos; y las provenientes de cargas electroestáticas. Debido a su importancia a continuación se detallan algunas de las interferencias mencionadas [7]:

- **Interferencia Capacitivas (acoplamiento con la red):**

La fuente de interferencia más importante suele ser la proveniente de la red de alimentación de 50Hz. En el caso de acoplamiento capacitivo, como se muestra en el modelo de la Figura 4.7, se induce una corriente de desplazamiento a través de las capacidades parásitas C_r y C_m , existentes entre la línea de distribución de red y el paciente (considerado en este modelo como un punto). El mismo se encuentra a una tensión no nula de frecuencia 50Hz que aparece como modo común a la entrada del amplificador.

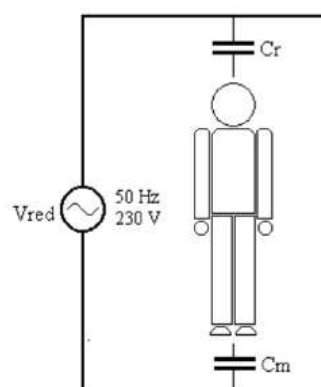


Figura 4.7: Acoplamiento Capacitivo Paciente/Red Eléctrica [7].

Se induce también una corriente de desplazamiento a través de las capacidades parásitas C_1 y C_2 entre los cables y la red, como se muestra en la Figura 4.8. Esto provoca una caída de tensión en las impedancias electrodo-piel

Z_{e1} y Z_{e2} y en los capacitores C_1 y C_2 . Debido a que en general será $C_1 \neq C_2$ y/o $Z_{e1} \neq Z_{e2}$, las caídas de tensión mencionadas son distintas y se genera una señal diferencial μ_D de 50Hz a la entrada del amplificador, interferencia que luego será amplificada por el mismo.

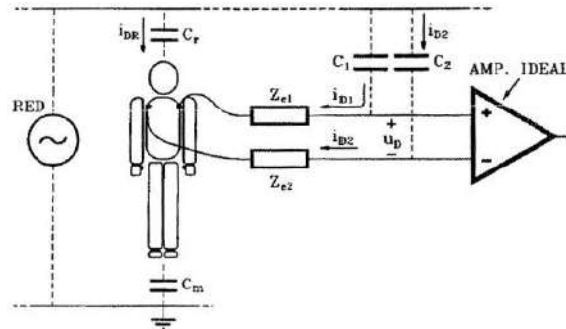


Figura 4.8: Acoplamiento Capacitivo entre Cables y Red Eléctrica [7].

La Figura 4.9 muestra el modelo completo utilizado para el acoplamiento capacitivo y resume lo mencionado en los párrafos anteriores. No se incluye la impedancia del paciente. También se muestra el electrodo de referencia de impedancia no nula Z_{e3} . Este provee un camino a tierra de menor impedancia que C_m y de esta forma permite disminuir el potencial al cual se encuentra el paciente.

En el transcurso del proyecto se verá una técnica alternativa para disminuir dicho potencial.

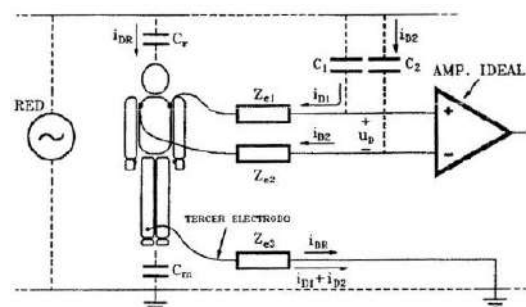


Figura 4.9: Acoplamiento Capacitivo entre Cables/Red Eléctrica con Electrodo de Referencia [7].

- **Interferencia Inductivas:**

Las interferencias inductivas predominantes son causadas por la red eléctrica. Las corrientes que circulan provocan la aparición de campos magnéticos variables con el tiempo, que atraviesan los bucles formados en el sistema de medida, induciendo tensiones de 50 Hz de acuerdo con la ley de Lenz. Estas tensiones inducidas son proporcionales al área del lazo y a la frecuencia del campo magnético que interfiera. Predominando las inducidas en el bucle formado por el paciente, los conductores y el propio equipo, se observa en la Figura 4.10.

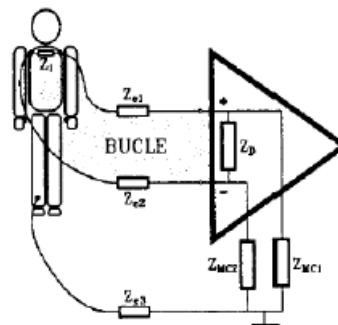


Figura 4.10 Acoplamiento de Interferencia Inductiva [7].

La mejor solución para minimizar la interferencia magnética, es reducir el área del bucle tanto como sea posible. Se puede conseguir trenzando los cables de medida según la siguiente Figura 4.11, o empleando cables coaxiales adecuados.

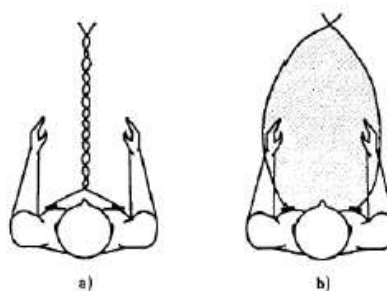


Figura 4.11: a) Posición Correcta b) Posición Incorrecta [7].

- **Interferencia “Artefacto de Movimiento”:**

Al colocar un electrodo en contacto con la piel a través de un electrolito se produce una distribución de carga entre la interface electrodo-electrolito que da lugar a la aparición de un potencial denominado de media celda. En la interface electrolito-piel también aparece una distribución de carga. En condiciones normales, existe una tensión de aproximadamente 20mV a través de las capas de la piel. La tensión varía cuando hay movimiento, es decir, cuando la piel se estira al contraerse el músculo o cuando la extremidad se desplaza.

Este tipo de interferencia disminuye fijando el electrodo a la piel, evitando cualquier movimiento. Además utilizando electrodos de materiales que presenten polarizaciones menores como los de $Ag/Ag - Cl$. Es de interés señalar que la abrasión de la piel reduce este componente.

- **Electricidad Estática:**

La electricidad estática puede causar interferencias de forma similar a la red. Este ruido, denominado triboeléctrico, es causado por la fricción entre el movimiento del paciente o del personal sanitario con otros objetos, y puede producir corrientes que circulan por el paciente y los electrodos, provocando caídas de tensión que pueden ser importantes si las impedancias de éstos son altas [7].

- **Interferencias Internas:**

Durante la captación de un biopotencial determinado, la aparición de otras señales biológicas podrán considerarse interferencia. Su intensidad depende en gran medida del posicionamiento de los electrodos. Ejemplos de señales biológicas que causan interferencia son las señales Electroencefalográficas (EEG) y las electrocardiográficas (ECG). Para atenuar estas interferencias es importante una colocación adecuada de los electrodos [7].

4.5. Visualización de la Señal

En la práctica, para adquirir la señal mioeléctrica de interés se utiliza electrodos del tipo plata/cloruro de plata, como se muestra en la Figura 4.12 [7]:



Figura 4.12: Electrodo Superficiales de Plata/Cloruro de Plata [14].

Se emplean electrodos en configuración bipolar para obtener la señal EMG junto con el electrodo de referencia, conectado en una primera instancia directamente a tierra, posteriormente a un circuito capaz de disminuir los efectos de ruido externo, dicho circuito se analizará en el Capítulo 6.

Los electrodos de detección se colocan en el músculo bíceps como se observa en la Figura 4.13, mientras que el de referencia en la muñeca, a nivel del pecho o en la parte del codo, según las recomendaciones de SENIAM que se resumen en la Tabla de la Sección 4.2.4. Esta disposición se muestra en la Figura 4.13 [7]:

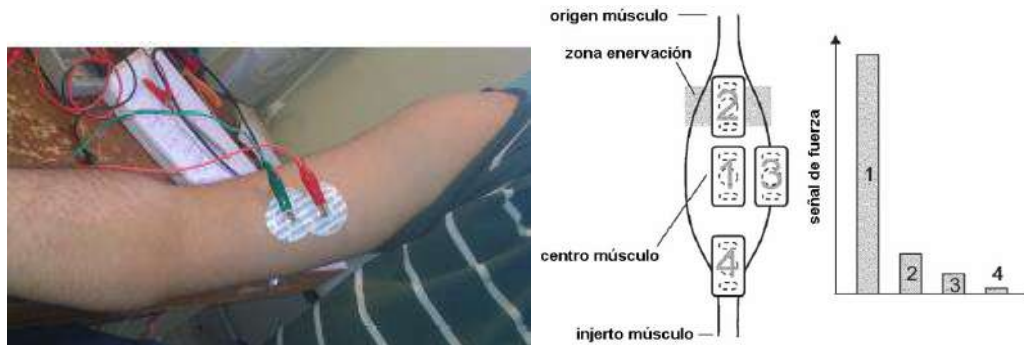


Figura 4.13: Influencia de la posición de los electrodos en la señal de Fuerza [9].

CAPÍTULO 5

LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA

5.1. Introducción

En el presente capítulo se describe en que consiste la electromiografía, su objeto de estudio, los tipos de electromiografía y respectivos electrodos, la aplicación de la señal mioeléctrica y la aceptación de las prótesis por parte del paciente.

5.2. Señal Electromiográfica

Una de las principales técnicas para adquirir información del cuerpo es la electromiografía. La electromiografía (EMG) es el estudio de los potenciales eléctrico generados por los músculos durante el movimiento o relajación, en donde, consiste básicamente en la adquisición, registro y análisis de la actividad eléctrica generada en nervios y músculos a través de la utilización de electrodos (superficiales, de aguja, implantados). H. Piper fue el primer investigador en estudiar EMG en 1912 Alemania, construyó un prototipo basado en un galvanómetro; en 1924 Gasser y Erlanger hicieron un estudio similar, pero ahora utilizando un osciloscopio; cuatro años después Proebster observo las señales producidas por la denervación de los músculos, abriendo así el campo de la EMG clínica. A partir de 1980 con la introducción de las computadoras se pudieron realizar grandes estudios y descomposición de las señales EMG en pocos segundos, unos de los pioneros en ello fueron LeFever y De Luca [8].

Como la electromiografía tiene por objeto el estudio de la actividad muscular, no se puede pasar por alto la actividad de las unidades motoras; en una contracción muscular voluntaria la fuerza es modulada por un serie de cambios en la frecuencia de la actividad de las UMs, es decir, que la frecuencia de disparo de los potenciales de las UMs depende de la fuerza aplicada y la velocidad de contracción muscular.

El espectro de frecuencia de las unidades motoras durante una contracción muscular voluntaria o (MVC) puede apreciarse en la Figura 5.1 [8]:

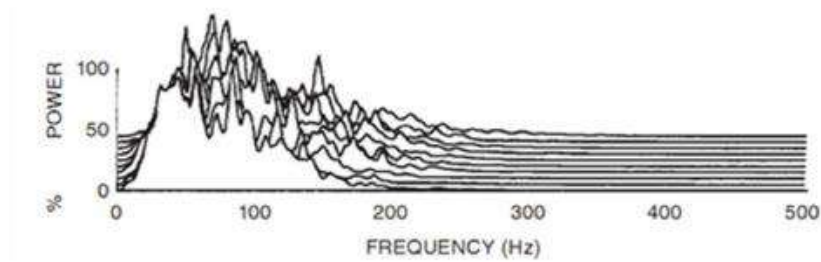


Figura 5.1: Espectro de Frecuencia de las Contracciones Musculares [8].

Mientras que en la Figura 5.2, se aprecia la relación entre la contracción muscular voluntaria y la señal Electromiográfica de superficie.

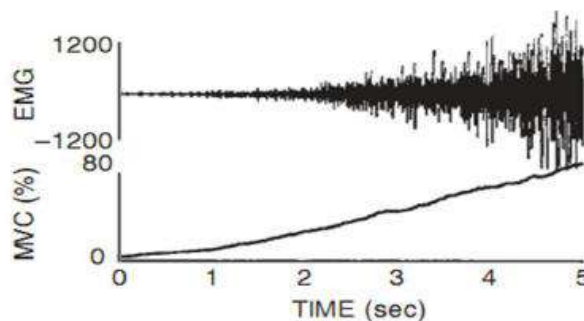


Figura 5.2: Relación entre la Contracción Muscular Voluntaria y la Señal EMG [8].

En base a estas Figuras 5.1 y 5.2, se puede observar que la mayor cantidad de actividad electromiográfica está presente alrededor de los 50Hz. En una contracción del musculo esquelético, los rangos de potenciales van desde los $50\mu V$ hasta los $5mV$. Existen dos formas principales de registrar las señales electromiográficas; la electromiografía de superficie o no invasiva y la electromiografía invasiva [8].

La amplitud de dicha señal varía desde los μV hasta los valores del orden de los $10mV$, en la Figura 5.3 observamos una señal Electromiográfica EMG típica [7]:

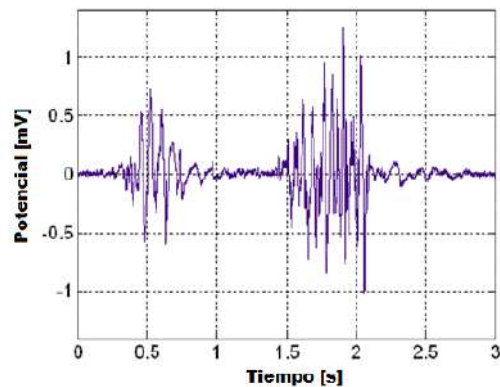


Figura 5.3: Señal EMG [7].

Las Señales EMG también conocidas como MUAPs, son la suma de las actividades eléctricas de todas las fibras musculares que forman parte de una unidad motora UM [15].

5.3. Electromiografía Invasiva

Entre la electromiografía se destacan dos técnicas principales para la adquisición de los potenciales generados por las unidades motoras, estas técnicas son la electromiografía invasiva y la electromiografía de superficie. Los músculos del cuerpo están conformados por varias moto neuronas, las cuales inervan una zona específica de las fibras musculares; la electromiografía invasiva se encarga de obtener el registro del potencial generado por una unidad motora en particular; es una técnica muy útil para diversas especialidades, sobre todo en rehabilitación, medicina interna o traumatología, sirve para localizar el área lesionada, concretando si es un problema de una mano, brazo o pierna, o si es algo más difuso, y definiendo si la lesión es de un músculo, nervio, tronco o raíz nerviosa, o de más de uno.

5.3.1. Electrodo de Aguja

Para medir los potenciales generados por las unidades motoras, la electromiografía invasiva hace uso de electrodos de aguja; un electrodo de aguja consiste en una delgada aguja de metal la cual es insertada en el musculo

directamente. En la Figura 5.4 observamos los distintos tipos de electrodos de aguja [8]:

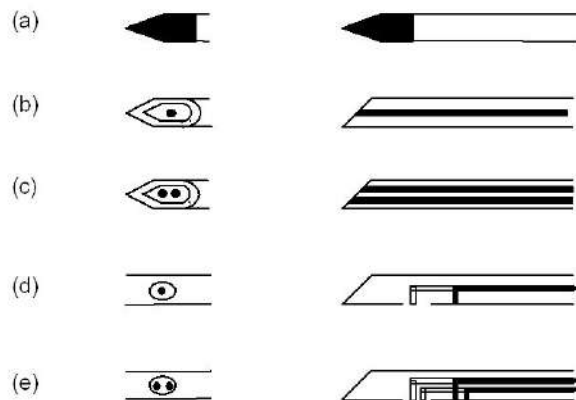


Figura 5.4: Electrodos de Aguja o Invasivos [16].

Donde:

- a. Aguja mono polar con punta expuesta.
- b. Configuración mono polar con un alambre de recogida situado en una aguja hipodérmica.
- c. Configuración bipolar con dos cables de recogida en paralelo entre sí en una aguja hipodérmica.
- d. Configuración mono polar con un cable expuesto en el lado de las agujas, este puede utilizar para detectar la actividad de las fibras musculares individuales.
- e. Configuración bipolar de dos cables expuestos en el agujero lateral de una aguja hipodérmica [16].

La amplitud de la señal registrada por los electrodos de aguja depende del área de registro que ocupan, así como también de la distancia del electrodo a la fuente de la señal (UM); siendo la amplitud más grande mientras el electrodo está más cerca de la unidad motora; la amplitud disminuye mientras más lejano este el electrodo de la fuente.

Debido a que la inserción de los electrodos de aguja es bastante dolorosa y además requiere la supervisión médica, la electromiografía invasiva se limita a

usos clínicos y de carácter médico, principalmente es usada para diagnosticar enfermedades motoras, esta característica hace difícil su uso en investigaciones para el desarrollo de prótesis ya que muchas personas consideran muy molesto el procedimiento de inserción [8].

5.4. Electromiografía Superficial

La electromiografía de superficie o SEMG es una técnica que se basa en el uso de electrodos superficiales; estos electrodos son colocados directamente sobre la piel del musculo del cual se quiere obtener información. La SEMG tiene la peculiaridad de que los registros obtenidos mediante ella muestran actividad poblacional de las unidades motoras, esto es debido a que los electrodos, al estar en la superficie del musculo, no son capaces de captar la señal de una sola unidad motora, sino que por el contrario, captan la información de varias UMs. Es por esta razón que esta técnica no es muy utilizada para diagnósticos médicos muy precisos.

Por otro lado el uso de los electrodos superficiales es mucho más adecuado para el estudio del comportamiento promedio de la actividad eléctrica de un musculo o grupo de músculos, lo cual es muy utilizado para detectar fatiga muscular y para monitoreo del rendimiento de deportistas; la SEMG es la técnica que se utiliza principalmente para el desarrollo de prótesis mioeléctricas, donde el uso de los electrodos de aguja no sería muy cómodo para el paciente.

5.4.1. Electrodo Superficiales

Los electrodos superficiales son colocados sobre la piel, estos electrodos son principalmente superficies de metal, sin embargo, debido al estar en contacto directo con la piel hay que tomar ciertas consideraciones; la piel es un tejido conductor cuyo material intracelular y extracelular está compuesto de soluciones electrolíticas, en la cual la corriente es transportada por iones; mientras que el metal es un material altamente conductor, en el cual la corriente es transportada por electrones, en consecuencia, la interfaz electrodo piel es en

sí muy ruidoso, así mismo, en la interfaz entre el electrodo y la piel se produce una acumulación de cargas (iónicas en la piel y electrónicas en el electrodo).

Existen varios tipos de electrodos de superficie, estos se dividen principalmente en dos grandes grupos: electrodos secos y electrodos húmedos. Los electrodos húmedos son aquellos en los que entre la placa de metal y la piel se encuentra una sustancia electrolítica o gel conductor, esto se hace con el fin de minimizar el ruido intrínseco que se genera entre el contacto de la piel y el metal, este gel conductor mejora la conductividad y el flujo de la corriente [8].

La piel humana tiende a tener una muy alta impedancia comparada con la de otras fuentes de voltaje. Típicamente, la impedancia normal de la piel, vista por el electrodo, varía desde $0.5\text{ k}\Omega$ para piel sudorosa hasta $20\text{ k}\Omega$ para piel seca, piel escamosa, o enfermedades en la piel producen un incremento en la impedancia en el rango de $500\text{ k}\Omega$.

Los electrodos de superficie actúan como una fuente de voltaje con muy alta impedancia, situación que influye en forma decisiva en el diseño del circuito de entrada del amplificador bioeléctrica.

La impedancia del amplificador es al menos 10 veces mayor a la impedancia de la fuente, para amplificadores de biopotenciales esto requiere una impedancia de entrada de por lo menos $5\text{ M}\Omega$, valor que puede ser fácilmente alcanzado usando amplificadores operacionales [16].

Los materiales de los que se constituyen la mayoría de los electrodos de superficie son muy variables, entre ellos están la plata, el oro, acero inoxidable, platino entre otros [8].

Una de las condiciones deseables en un electrodo, es que no sea polarizado, esto significa que el potencial en el electrodo no debe de variar considerablemente cada vez que la corriente pase a través de él; el electrodo de plata-cloruro de plata ($Ag/AgCl$) ha demostrado tener los estándares adecuados para lograr esta característica; además, la interfaz piel-plata o piel- $Ag/AgCl$ tiene la mayor impedancia resistiva en el dominio de la frecuencia en EMG [8], presentan diámetros que varían desde 0.3 hasta 0.5 cm y en algunos casos hasta 1 cm [16], los electrodos de superficie más preferibles son de 10mm y la distancia

inter-electrodo es definida como la distancia centro a centro del área conductiva de los electrodos.

Este electrodo de piel-plata se mantiene en su posición mediante un disco de hule espuma cuya superficie tiene una sustancia adhesiva. El uso del relleno de gel o pasta conductiva mantiene al electrodo en contacto directo con la superficie de la piel, reduce los efectos del movimiento en un EMG [16].

Como se mencionó, el material adecuado para los electrodos es la combinación plata-cloruro de plata; estos electrodos son fabricados normalmente por electrolisis. Se toman dos discos de plata y son sumergidos en una solución salina. El polo positivo de una fuente de DC es conectada al disco a ser clorado de plata y el polo negativo es conectado al otro disco. Una corriente a una tasa de $1\text{mA}/\text{cm}^2$ es pasada a través del electrodo por algunos minutos. Una capa de cloruro de plata es entonces depositada en la superficie del ánodo [8].

5.5. Aplicaciones de las Señales Mioeléctricas

Actualmente existen diversas áreas de investigación basadas en el uso de registros electromiográficas, tales como la mecánica de la contracción muscular y la descripción del funcionamiento normal del músculo durante ciertos movimientos y posturas, también investigaciones acerca de la actividad muscular durante ejercicios y deportes complejos, así como la validación de estudios anatómicos, estudios de la relación entre fatiga, fuerza y EMG, entre otras.

Dentro de las principales aplicaciones para electromiografía con electrodos superficiales se encuentra el análisis de movimiento, tal es el caso del estudio de estrategias de control motor, esto es la activación de músculos agonistas, sinérgicos y antagonistas, también en el análisis de marcha, identificación en factores desencadenantes de fisiopatologías, evaluación de cargas en biomecánica ocupacional y rehabilitación motriz por biofeedback.

Por otro lado la señal mioeléctrica superficial es un importante y efectivo sistema de control para accionar prótesis. Este tipo de control, conocido como control mioeléctrico, ha encontrado un amplio uso en personas con amputaciones o deficiencias congénitas del miembro superior. En estos

sistemas, parámetros voluntariamente controlados de la señal mioeléctrica de un músculo o grupo de músculos, son usados para seleccionar y modular una función de una prótesis multifuncional. El reconocimiento de patrones en la señal mioeléctrica es usado para el control de prótesis mecatrónicas y más recientemente para el control de órtesis [9].

5.6. Biofeedback

La palabra Biofeedback significa "biorealimentación", la cual es una técnica de tratamiento enfocada al entrenamiento de las personas para modificar conductas fisiológicas ligadas al sistema nervioso autónomo sobre las que no se tenía control voluntario previo. Por medio de Biofeedback se obtiene información visual y auditiva sobre el estado interior del organismo y esta información se utiliza para mejorar la salud aprendiendo a reducir el estrés o tensión, a controlar la tensión muscular, la sudoración, la temperatura cutánea, el ritmo cardiaco, la presión sanguínea o la respiración.

En la medicina física, el terapeuta da a los pacientes una serie de ejercicios para fortalecer un músculo dado o cierto grupo de músculos. Ocasionalmente, dada una terapia de ejercicios, el paciente inadvertidamente usa músculos sustitutos para crear el patrón de movimiento deseado. Cuando el monitoreo por EMG superficial es usado, si un patrón de sustitución de músculos es notado, el paciente puede ser entrenado usando el sistema de biofeedback para ejercitar sólo el músculo deseado durante el ejercicio.

Las técnicas de biofeedback pueden ser agrupadas en tres categorías: entrenamiento por contracción mínima (downtraining o relajación sistemática), entrenamiento por contracción máxima (uptraining) y entrenamiento controlado. La técnica de contracción mínima sirve como apoyo en el aprendizaje sobre la relajación muscular en pacientes con problemas de contracciones permanentes involuntarias. El método de relajación a seguir, depende de los hábitos del paciente así como la o las causas que originen este padecimiento. En un método de exploración sistemática de relajación, el paciente debe concentrarse en relajar el músculo de interés poco a poco, haciéndolo de manera consciente. Cuando

las causas son psicológicas, el paciente debe realizar actividades mentales que reflejen en el entrenador su nivel de relajación disminuyendo su actividad muscular, aquí, el paciente es responsable de explorar y conocer dichas actividades. En otro método, si el paciente disfruta de representaciones visuales, deben reforzarse estas actividades como parte del entrenamiento, por ejemplo, cerrar los ojos y ser guiado por el terapeuta a través de una experiencia relajadora, como recostarse en una cama de playa en un día soleado, en la calidez del sol y el mar.

El entrenamiento por contracción máxima ayuda a fortalecer el músculo hipotrófico o debilitado con base en series de repeticiones (como en el gimnasio) las cuales consisten en superar un límite de voltaje que debe ser ajustado de acuerdo con el tipo de lesión y nivel de control del paciente sobre el músculo en cuestión, para lo cual es necesaria la asesoría de un experto en rehabilitación física o de manera empírica e independiente por cada paciente. A largo plazo, esto ayudará al músculo a fortalecerse y fortalecer las conexiones nerviosas existentes entre el músculo y sistema nervioso motriz.

El entrenamiento controlado consiste en dos umbrales dentro de los cuales se debe concentrar la actividad muscular. Este tipo de entrenamiento se enfoca en ayudar al paciente a adquirir la habilidad de percibir que tan tenso o activo realmente se encuentra su músculo. Se diferencia del entrenamiento superior e inferior en que el paciente tiene que controlar la contracción muscular por niveles en lugar de exceder o mantenerse por debajo del umbral. La meta es que el paciente, por propiocepción, sepa cuál es una contracción débil y cual es una contracción fuerte, tomando como referencia su nivel máximo de contracción [9].

5.7. Aceptación de la prótesis por parte del paciente

Ciertos factores llevan a que el usuario desista del uso de su prótesis o que no la utilice con la frecuencia deseada. Desde las prótesis iniciales conformadas por un gancho mecánico a las existentes en la actualidad, la mejora en la estética ha sido notoria permitiendo reducir el estigma que implica el uso de una prótesis.

De todas formas este factor sigue siendo relevante y debe ser tenido en cuenta en el diseño.

El peso excesivo se puede convertir en un verdadero enemigo del uso regular de una prótesis. Este ha disminuido progresivamente gracias a los avances en el desarrollo de nuevos materiales. Sin embargo, se debe poner especial atención en los motores empleados cuyo peso y tamaño puede ser considerable. El tamaño de un motor está directamente relacionado con su potencia, existe un compromiso entre lograr una prótesis de tamaño reducido y que a su vez sea capaz de entregar una potencia tal, que permita al usuario realizar las tareas cotidianas.

La autonomía de la prótesis es un factor significativo sobre todo para aquellos usuarios que la utilizan varias horas al día. La mejora en la duración de las baterías junto con el desarrollo de motores más eficientes, los cuales consumen menos energía, permite aumentar el tiempo de uso de la prótesis. La creación de mecanismos que permitan cargar la prótesis por su propio movimiento mecánico, es una alternativa que podría mejorar la autonomía.

Finalmente, como ya se mencionó, para el adecuado uso de la prótesis mioeléctrica, se debe tener una instancia previa de entrenamiento cuyo objetivo es que el usuario logre controlar su prótesis con destreza [7].

CAPÍTULO 6

FUNDAMENTOS ELECTRÓNICOS

6.1. Introducción

En el presente capítulo se describe el proceso de acondicionamiento de la señal EMG, que consiste en siete etapas: la primera es la pre-amplificación, eliminación de la componente de continua, el filtrado, el rectificador de onda completa, el ajuste del offset, el circuito RLD con Guarda Activa y el optoacoplador, la primera se basa en un amplificador de instrumentación (AI), recomendado para estas aplicaciones, seguido de las técnicas necesarias para reducir y eliminar ruidos, como el circuito RLD con Guarda Activa al igual que el filtro pasa bajo inversor para reducción de la componente de continua. Seguidamente la señal es filtrada, utilizando una configuración Sallen Key; en particular se utiliza un filtro Butterworth de segundo orden, el cual se diseñó para las frecuencias de interés (0.1Hz a 100 Hz), seguido de un circuito rectificador de onda completa, el ajuste del offset y como parte final se encuentra el circuito del optoacoplador a la salida de dicho circuito.

6.2. Amplificación de la Señal

6.2.1. Pre-Amplificación

En ésta sección se hará hincapié al estudio, análisis y aplicación de los amplificadores de instrumentación (AI), debido a su utilidad para medir tensiones diferenciales de muy baja amplitud, en presencia de señales indeseadas (ruido).

Estos amplificadores son fabricados en un circuito integrado el cual tiene un rechazo de modo común o CMRR elevado de unos 120 dB, permitiendo adquirir una señal EMG de calidad.

En el análisis de las características de un amplificador diferencial, es usual separar el voltaje de entrada en una componente diferencial y una componente de modo común. Se considera un amplificador diferencial al que se le conectan dos fuentes de voltaje (V_+ y V_-) como se muestra en la Figura 6.1 [7] y que amplifica la diferencia de voltaje en sus entradas a su salida (V_{out}):

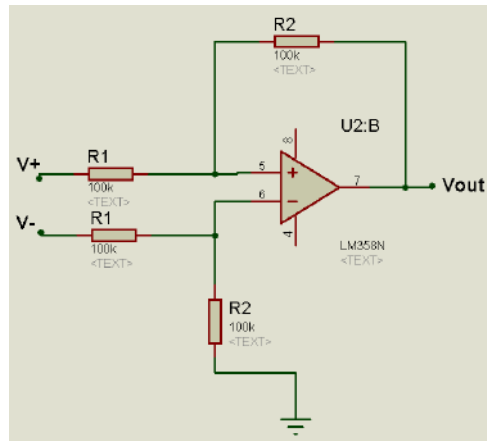


Figura 6.1: Esquema Eléctrico del Amplificador Diferencial Básico.

El voltaje diferencial a la salida se define como: $V_{out} = \frac{R_2}{R_1} ((V_+) - (V_-))$, mientras que el voltaje en modo común es el promedio de los voltajes de entrada:

$$V_{MC} = \frac{(V_+) - (V_-)}{2} = \frac{V_d}{2} \quad (6.1)$$

A partir de estas expresiones se obtiene:

$$(V_+) = 2V_{MC} + V(-) \quad (6.2)$$

$$(V_-) = V(+) - 2V_{MC} \quad (6.3)$$

Para que el amplificador sólo amplifique la diferencia entre las dos señales, se supone que los dos canales de entrada están acoplados con perfección y que la alta ganancia del amplificador operacional es la misma en ambos. En la práctica, esto no se logra de manera perfecta, por lo que la salida no es del todo proporcional a la diferencia entre los dos voltajes de entrada, por lo tanto la salida es:

$$V_{out} = G_d \Delta V + G_{MC} V_{MC} \quad (6.4)$$

Donde G_d es la ganancia de la diferencia en voltaje ΔV , G_{MC} la ganancia del voltaje en modo común, V_{MC} . Cuanto menor sea el valor de G_{MC} menor será el efecto del voltaje en modo común de la salida. El grado de desviación de un amplificador operacional respecto de una situación ideal se define mediante la relación de rechazo de modo común ($CMRR$).

Considerando las entradas definidas anteriormente se definen la ganancia de modo común y diferencial respectivamente como:

$$G_{MC} = \frac{V_{out}}{V_{MC}} \quad (6.5)$$

$$Gd = \frac{V_{out}}{Vd} \quad (6.6)$$

El rechazo al modo común del circuito es:

$$CMRR = \frac{G_d}{G_{MC}} \quad (6.7)$$

Para reducir al mínimo el efecto del voltaje en modo común a la salida es necesario utilizar una $CMRR$ grande. El valor de las relaciones de rechazo en modo común en general se especifica en decibeles (dB). Por lo tanto, en una escala de decibeles una $CMRR$, digamos de 10 000 sería igual a $20\log 10000 = 80 \text{ dB}$. Un amplificador operacional típico tiene una $CMRR$ de entre 80 y 100 dB.

En un amplificador para instrumentación típico se utilizan tres amplificadores operacionales, en vez de uno solo, circuito que se puede obtener como circuito integrado. Este tipo de circuitos tiene una impedancia de entrada alta en general de unos $300 \text{ M}\Omega$, una ganancia de voltaje alta y una $CMRR$ excelente, de más de 100 dB [17].

Ventajas del amplificador diferencial:

- Actualmente un Amplificador Operacional es un circuito muy complejo pero como ventaja se puede decir que viene en un encapsulado con todas las características técnicas en las hojas de características.

Entonces, su uso es muy fácil ya que no debemos adentrarnos en el circuito interno.

- También, una ventaja que es una consecuencia de lo anterior, es que si se daña el encapsulado, lo que debemos hacer es sustituirlo por otro sin tener que encontrar fallas en el circuito interno del Amplificador Operacional.
- No se necesita mucha potencia para alimentar a los chips que contienen a los Amplificadores Operacionales ya que la electrónica actual trabaja con miliamperios.
- Los encapsulados no ocupan mucho espacio físico, y esta es una gran ventaja en un mundo en el cuál la tecnología cada vez exige más rendimiento pero con un menor tamaño.
- Son muy baratos los encapsulados. Por supuesto que no tiene sentido comprar todos los componentes para crear un Amplificador Operacional cuando en realidad lo que necesitamos es el chip que ya viene fabricado o diseñado a medida.
- Como se dijo anteriormente, tienen una diversidad increíble de aplicaciones. Esta es la gran ventaja de los Amplificadores Operacionales.

Desventajas del amplificador diferencial:

Las desventajas más notorias de éste circuito son:

- No es posible variar la ganancia diferencial (A_d) modificando el valor de un único componente.
- Una de las desventajas de los Amplificadores Operacionales es que se necesita tener una fuente de alimentación simétrica, es decir, un voltaje positivo y el otro negativo pero los dos de igual valor.
- Otra de las desventajas es que no se pueden usar para frecuencias elevadas ya que no responden de la misma forma como si lo hicieran a frecuencias bajas.

- Los Amplificadores Operacionales no sirven para trabajar con medias y altas potencias.

Amplificador diferencial con tres operacionales

Para aminorar las desventajas del amplificador diferencial de un operacional, se emplean dos operacionales adicionales, obteniéndose un amplificador diferencial conocido como "amplificador de instrumentación".

La función del amplificador es amplificar con precisión las señales diferenciales de muy bajo nivel aplicadas a su entrada, eliminando las posibles señales de interferencia y de ruido que lleguen en modo común. Las características más importantes del amplificador de instrumentación (AI) son:

- Ganancia diferencial estable, que se pueda ajustar con un único componente de manera externa.
- *CMRR* alto, tanto en continua como a las frecuencias de interés.
- Impedancia de entrada elevada.
- Impedancia de salida baja.
- Tensión y corriente de offset bajas y con pocas derivadas.
- Admitir tensiones de entrada en modo común altas.

Así mismo, dicho circuito es la estructura básica de los circuitos integrados y su análisis de éste circuito es de gran interés. Se puede emplear dicho circuito con componentes discretos, obteniéndose prestaciones suficientes para muchas aplicaciones, disminuyendo costos en comparación con los circuitos integrados.

La topología de éste tipo de AI está conformado por componentes discretos y se muestra en la Figura 6.2:

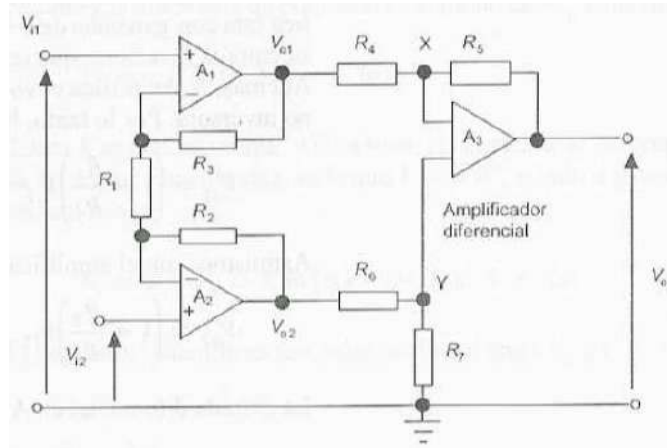


Figura 6.2: Amplificador usado en Instrumentación.

Observamos que en la primera etapa se encuentran los amplificadores A_1 y A_2 , uno de los cuales está conectado como amplificador inversor y el resto como no inversor. El amplificador operacional A_3 , es un amplificador diferencial cuyas entradas provienen de A_1 y de A_2 .

La salida de A_1 es:

$$V_{o1} = \left(1 + \frac{R_3}{R_1}\right)V_{i1} - \left(\frac{R_3}{R_1}\right)V_{i2} + \left(1 + \frac{R_3}{R_1}\right)V_{MC} \quad (6.8)$$

Así mismo, para A_2 se obtiene:

$$V_{o2} = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)V_{i2} - \left(\frac{R_2}{R_1}\right)V_{i1} + \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)V_{MC} \quad (6.9)$$

La entrada diferencial en A_3 es:

$$V_{o2} - V_{o1} = \left(1 + \frac{R_3}{R_1} + \frac{R_2}{R_1}\right)V_{i1} - \left(1 + \frac{R_2}{R_1} + \frac{R_3}{R_1}\right)V_{i2} + \left(\frac{R_3}{R_1} - \frac{R_2}{R_1}\right)V_{MC} \quad (6.10)$$

Si $R_2 = R_3$ desaparece el término de voltaje en modo común y, por lo tanto:

$$V_{o2} - V_{o1} = \left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right) V_{i1} - V_{i2} \quad (6.11)$$

La ganancia total es, entonces $1 + \frac{2R_2}{R_1}$, la que en general se ajusta variando R_1 [17], para los análisis siguientes, la resistencia R_1 es similar a la resistencia R_G .

Ventajas del amplificador de instrumentación:

- Es posible modificar su ganancia variando el valor de un solo componente R_G .
- La impedancia de entrada al circuito es infinita.

Desventajas del amplificador de instrumentación:

- El rango de voltaje en modo común a su entrada, está limitado al máximo voltaje que puedan soportar los amplificadores operacionales AO_1 y AO_2 a su entrada.

Circuito Integrado INA128

La necesidad de contar con un $CMRR$ alto, en el diseño se implementó la primera etapa de amplificación diferencial, utilizando el amplificador instrumental de Texas Instruments INA128 [7] como se observa en la Figura 6.3.

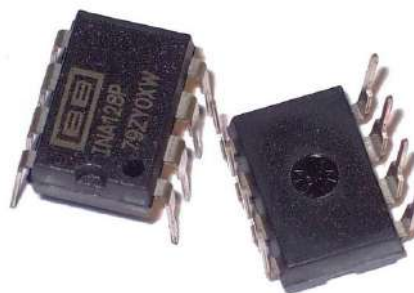


Figura 6.3: Amplificador de Instrumentación INA 128P

El amplificador instrumental INA128 presenta las siguientes características [17]:

- Alto $CMRR$: 120dB mínimo.
- Bajo voltaje de offset: 50 μ V máximo.
- Baja deriva térmica: 0.5 μ V/ $^{\circ}$ C máximo.
- Baja corriente de polarización de entrada: 5 η A máximo.
- Ganancia ajustable a través de un único componente R_G .
- Ganancia máxima: 1 a 10.000 V/V
- Rango de operación de temperatura ($^{\circ}$ C): -40 a 125
- Fuente de alimentación: \pm 2.25V a \pm 18V
- Baja Corriente en reposo: 700 μ A.
- Voltaje de protección de entrada: 40V
- Dentro de sus aplicaciones se encuentra la instrumentación médica.

Éste integrado es recomendado por el fabricante para su uso en aplicaciones médicas, es del tipo fuente bipolar, es decir, su funcionamiento está destinado a trabajar con dos fuentes de alimentación. El circuito esquemático se muestra en la Figura 6.4:

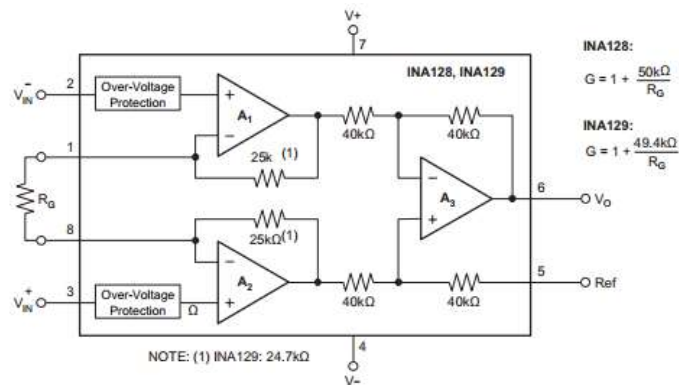


Figura 6.4: Estructura Interna del INA 128P.

La ganancia (G) del amplificador es ajustable mediante la resistencia R_G , que proporciona el fabricante [17], según la siguiente expresión:

$$G = 1 + \frac{50}{RG} = 1 + \frac{50}{R_1} \quad (6.12)$$

Debido a la utilización del circuito RLD, RG está compuesta por dos resistencias en serie de valor $RG/2$. El término $50\text{ K}\Omega$ se obtiene de la suma de las dos resistencias de retroalimentación internas.

Ganancia del amplificador INA128 para la señal EMG:

La señal EMG tiene una amplitud de unos pocos milivoltios (mV), por tal motivo, es necesario amplificarla con una ganancia del orden de 1000 para que pueda ser procesada correctamente.

Como se mencionó en la sección anterior, la segunda etapa presenta ganancia unitaria $G_2 = 1$, por tanto, la ganancia diferencial es:

$$G = G_1 = 1 + 2 \frac{R_f}{RG} \quad (6.13)$$

Esto implica que la restricción sobre la ganancia máxima admisible, para que el circuito no se sature, proviene de la primera etapa.

En general, la condición para que un operacional no se sature es que la amplitud máxima del voltaje de salida, no supere su voltaje de alimentación V_{CC} , es decir, que el amplificador operacional es del tipo Rail to Rail.

En la primera etapa del amplificador, donde, V_{MC} es la tensión de modo común de la entrada, la salida en cada operacional viene dada por las ecuaciones:

$$V_1 = V_{MC} - G \left(\frac{V_d}{2} \right) \quad (6.14)$$

$$V_2 = V_{MC} + G \left(\frac{V_d}{2} \right) \quad (6.15)$$

En la Figura 6.5, observamos la salida de cada etapa:

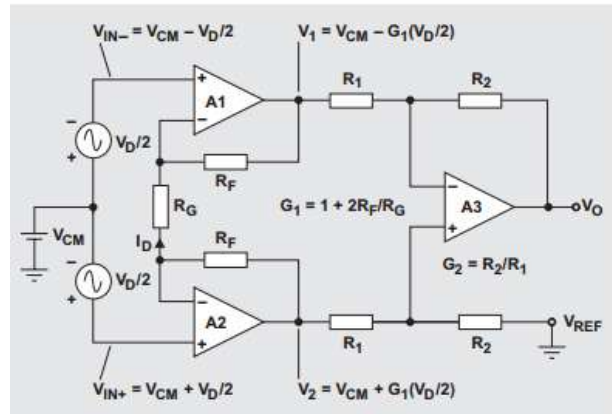


Figura 6.5: Voltajes Intermedios en el Circuito Amplificador [18].

La amplitud máxima de la señal de salida en cualquiera de estos operacionales se define mediante la ecuación 6.23:

$$V_{max} = V_{MC\ pico} + G \left(\frac{V_d\ pico}{2} \right) \quad (6.16)$$

Para evitar que el circuito no se sature se debe tomar G tal que:

$$V_{max} = V_{MC\ pico} + G \left(\frac{V_d\ pico}{2} \right) < V_{CC} \quad (6.17)$$

Realizando operaciones matemáticas y despejando G se tiene:

$$G < 2 \left(\frac{V_{CC} - V_{MC\ pico}}{V_d\ pico} \right) \quad (6.18)$$

6.3. Reducción de la componente de continua

La tensión en cada electrodo es: $v_e = v_{e\ AC} + v_{e\ DC}$ tal como se muestra en la Figura 6.6:

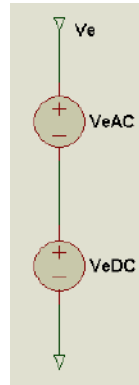


Figura 6.6: Componentes AC y DC del electrodo superficial.

El voltaje diferencial a amplificar será por lo tanto:

$$v_d = v_e^+ - v_e^- \quad (6.19)$$

Como observamos, depende de las componentes AC (Acoplamiento Capacitivo) y DC de la señal detectada por los electrodos, como se mencionó anteriormente.

Dado que las señales DC de cada electrodo no son idénticas, el voltaje diferencial tiene una componente DC no nula, la cual en la práctica suele ser entre dos y tres órdenes superiores que la componente AC de interés.

Se observa entonces que, aún con un $CMRR = \infty$, el circuito amplificará la señal deseada $v_{d AC}$, pero también la componente de continua.

Como se debe amplificar nuevamente la señal, es necesario eliminar la componente de continua a la salida del INA128 para evitar las saturaciones de las etapas posteriores. Con éste objetivo se modifica el circuito, añadiendo un circuito integrador inversor en un lazo de realimentación negativa, cuya frecuencia de corte está dada por:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_{int} C_{int}} \quad (6.20)$$

Para la señal de interés se asume un ancho de banda de 0.1Hz a 100Hz y se diseña para tener una frecuencia de corte $f_c < 0.01Hz$, es decir, una década por debajo de la menor frecuencia de interés.

Como se observa en la Figura 6.7, la salida del circuito integrador es retroalimentado a la entrada de REF del INA 128P y su voltaje de salida V_o es representada por la siguiente ecuación para corriente continua:

$$V_o = -\frac{V_i}{RC}(t) \quad (6.21)$$

Éste circuito integrador se utiliza como filtro, en donde, la señal de entrada se integra y en la salida se convierte en rampa. El acoplamiento AC y DC consiste en utilizar un capacitor de unos $0.1\mu F$ para filtrar la componente DC de la señal AC, es decir, que el acoplamiento AC bloquea mediante un condensador la componente continua que posea la señal exterior. El acoplamiento AC es útil ya que la componente DC de la señal actúa como un offset y eliminarlo ayuda a incrementar la resolución en la medición de la señal, éste acoplamiento es conocido como acoplamiento capacitivo [20].

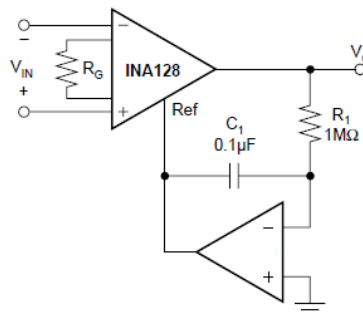


Figura 6.7: Circuito de Realimentación mediante el Circuito Integrador Inversor.

6.4. Filtrado de la Señal

Posterior a la pre-amplificación de la señal Electromiográfica, es necesario filtrarla para eliminar posibles señales biológicas u otras señales interferentes que vienen distribuidas en las distintas frecuencias. Con éste fin se diseña un

filtro analógico de banda pasante, donde el rango de interés es de 0.1Hz a 100Hz. Se implementó utilizando un filtro de segundo orden de Butterworth con topología Sallen-Key. Los filtros con la topología antes mencionadas, se clasifican dependiendo del factor de calidad "Q", cuyo valor define las características del filtro, se detallan en la Tabla 6.1. El factor de calidad nos indica que tan selectivo es un filtro, en cierta manera que tanto se parece a uno ideal, entre mayor sea "Q", mayor la selectividad del filtro, el valor que se puede alcanzar varía de acuerdo, a si el filtro es pasivo o activo, a la topología, al orden del filtro, a la calidad de los mismos componentes.

Nombre	Q	Características
Butterworth	$\frac{1}{\sqrt{2}}$	Máxima respuesta plana en amplitud de banda pasante.
Chebyshev	$> \frac{1}{\sqrt{2}}$	Mínimo tiempo de pasaje entre banda pasante y banda de rechazo, presenta ripple en la banda pasante.
Bessel	0.5773	Máxima linealidad en la respuesta de fase en la banda pasante.

Tabla 6.1: Valor del Factor de Calidad "Q" para cada filtro.

La Figura 6.8, muestra la respuesta en frecuencia para distintos filtros pasa bajo.

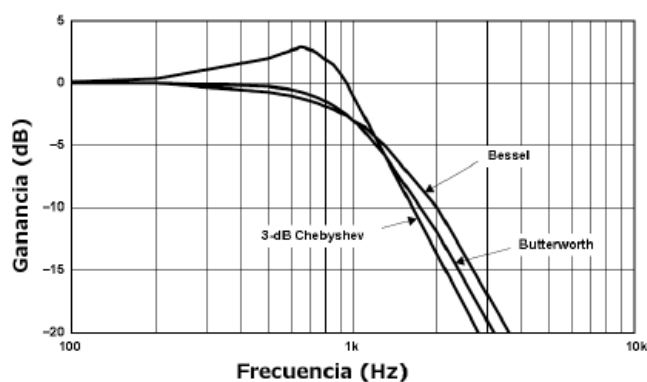


Figura 6.8: Respuesta en frecuencia para distintos filtros pasa bajo [19].

Mediante la conexión en cascada de un filtro pasa alto y una pasa bajo, se puede obtener un filtro pasa banda.

En la Figura 6.9, se observa un filtro pasa banda de segundo orden para distintos valores de Q.

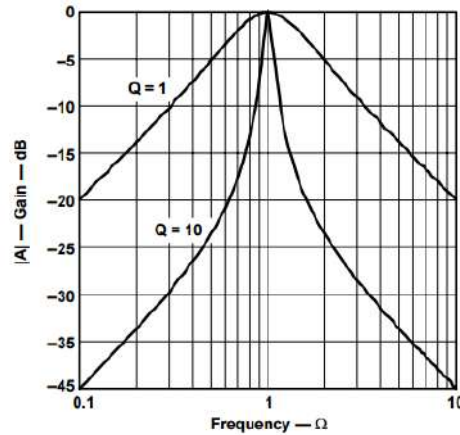


Figura 6.9: Respuesta de un filtro de pasa banda de segundo orden para diferentes valores de Q [19].

6.4.1. Filtro de Segundo Orden

Se considera un filtro pasa banda de segundo orden con ganancia unitaria en banda pasante. Su Función de Transferencia es de la forma:

$$H(s) = \frac{\frac{w_0 s}{Q}}{s^2 + \frac{w_0 s}{Q} + w_0^2} \quad (6.22)$$

Como se observa se tiene dos parámetros variables w_0 y Q , cuyos valores se deben elegir al momento de diseñar, ambos determinan la ubicación del polo y la forma de la respuesta en frecuencia del filtro [7].

6.4.2. Filtro Butterworth

El circuito utilizado para implementar el filtro pasa banda se muestra en la Figura 6.10. Se emplea el amplificador operacional LM358P (Apéndice B.1) y la

topología Sallen-Key de ganancia unitaria y está compuesto por dos etapas, un filtro pasa alto seguido de un pasa bajo, ambos de segundo orden.

Aunque sería posible implementar el filtro pasa banda en una única etapa, la configuración en cascada para valores de $Q < 1$, como en el caso del filtro Butterworth, presenta ciertas ventajas. Tiene un mejor rechazo en la zona de banda de parada del filtro [7]. El filtro es útil para cuando se requiere sintonizar una señal ya sea de radio o televisión, en éste proyecto la señal sintonizada será la señal EMG.

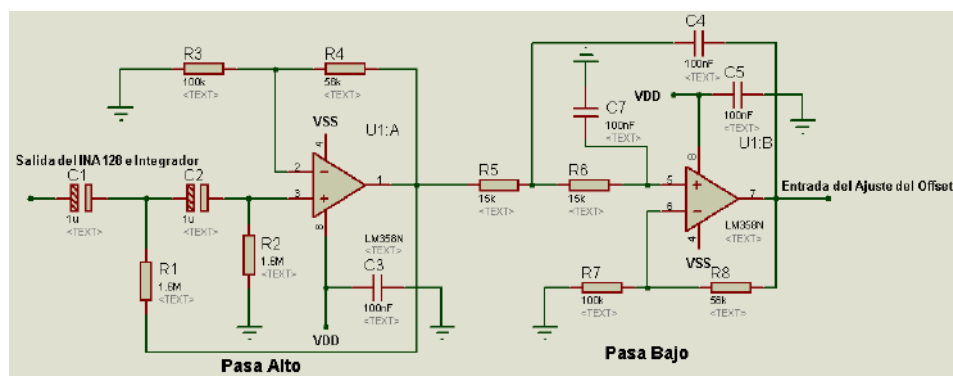


Figura 6.10: Circuito Pasa Banda [20].

El filtro pasa banda sólo permite pasar algunas frecuencias que se hallen entre las frecuencias de corte f_{c1} y f_{c2} , eliminando todas las demás, como se observa en la Figura 6.11:

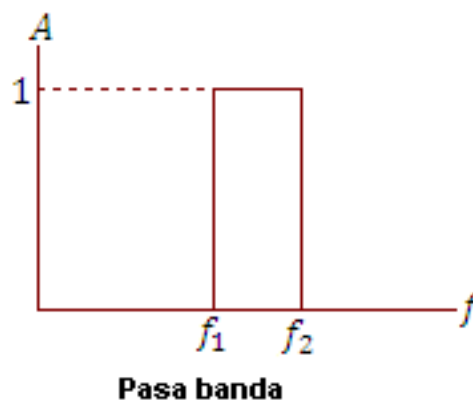


Figura 6.11: Frecuencias de Corte del Filtro Pasa Banda [23].

En un filtro ideal las frecuencias innecesarias serían totalmente eliminadas antes o después de la frecuencia de corte según el filtro usado, pero en realidad no sucede eso, éstas son atenuadas, dependiendo del orden del filtro y de su configuración, en las Figuras 6.14 y 6.16. Se observan las atenuaciones de la señal [23].

El filtro pasa bajo se instala lo más posible a la derecha, permitiendo así filtrar todas las señales de ruido que los operacionales y los propios componentes pudieran haber generado en etapas anteriores. Para un filtro pasa baja Butterworth, se da la particularidad que la caída en el polo es de 3dB, lo mismo ocurre para un filtro pasa alto [7].

La configuración Butterworth presenta una banda de pasos suave y un corte agudo, también es el filtro que presenta la respuesta más plana mientras más se acerca a la frecuencia de corte, es por eso que recibe el nombre de máximamente plana [8] o filtro plano-plano, se observa en la Figura 6.12.

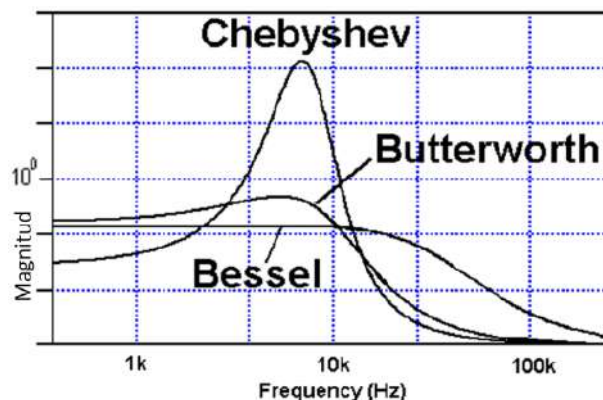


Figura 6.12: Respuesta plana del Filtro Butterworth [19].

La respuesta ideal del circuito es eliminar todas la frecuencias desde 0Hz a la f_{c1} , permite pasar todas aquellas que están entre la f_{c1} y la f_{c2} , elimina todas frecuencias que estén por encima de la f_{c2} . La banda pasante está formada por todas las frecuencias entre f_{c1} y f_{c2} , lo que esté por fuera de éstas son la banda eliminada. Un filtro pasa banda ideal, la atenuación en la banda pasante es cero y la atenuación es infinita en la banda eliminada.

Butterworth nos permite realizar filtros pasa banda, lo único que se tiene que hacer es colocar en serie un filtro pasa alta seguido de un pasa baja como se observa en la Figura 6.10, el cálculo de cada filtro se realiza de forma individual.

Éste filtro se diseñó con una frecuencia de corte $f_{c1} = 0.1 \text{ Hz}$ y una frecuencia de corte $f_{c2} = 100 \text{ Hz}$, ósea; que la banda pasante del filtro es entre $0.1 - 100 \text{ Hz}$.

Filtro Pasa Alto

En la Figura 6.13, se observa el circuito del filtro pasa alta de ganancia unitaria y sus diversas ecuaciones. Éste filtro elimina todas las frecuencias que van desde 0 Hz hasta la f_c .

Este filtro posee la siguiente función de transferencia:

$$H(s) = \frac{s^2}{s^2 + \frac{w_0 s}{Q} + w_0^2} \quad (6.23)$$

Un filtro ideal pasa alta tiene una atenuación infinita en la banda eliminada, la banda eliminada comprende las frecuencias entre 0 y la f_c .

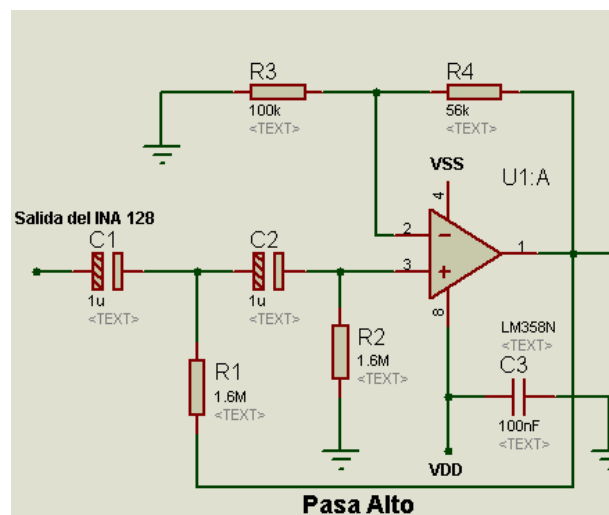


Figura 6.13: Filtro pasa alta [22].

En éste filtro, la frecuencia de corte (f_c) es de 0.1Hz , es lo contrario del filtro pasa bajas, las frecuencias que están por debajo de 0.1Hz no son amplificadas y las que superan los 0.1Hz son amplificadas sin ningún problema, como se observa en la Figura 6.14, la ganancia de voltaje no debe superar el valor de 1.5, de hacerlo no se garantiza la respuesta plana, se observa en la ecuación:

$$A_v = \frac{R_4}{R_3} + 1 \quad (6.24)$$

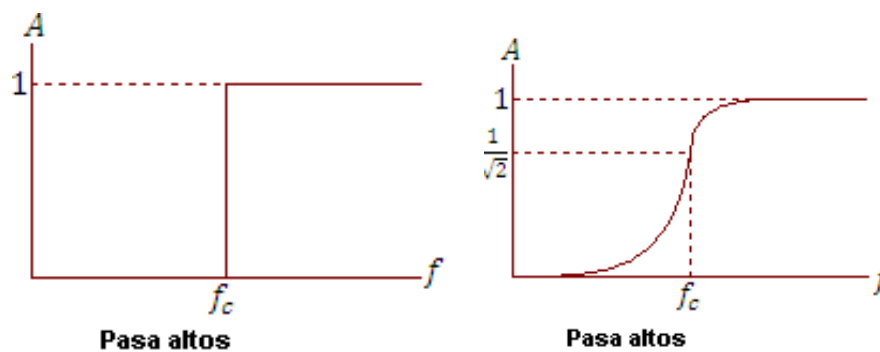


Figura 6.14: Frecuencia de corte f_c del filtro pasa alta [23].

El factor de calidad "Q" depende del cociente entre resistencias, más que entre las capacidades, como se observa en la ecuación:

$$Q = \frac{1}{3 - A_v} \quad (6.25)$$

La frecuencia de corte es la siguiente:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (6.26)$$

El valor de la resistencia R se obtiene de la siguiente ecuación:

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C} \quad (6.27)$$

Estas ecuaciones permiten el cálculo de la ganancia, factor de calidad, la frecuencia de corte y el valor de las resistencias para el diseño del filtro pasa alta.

Filtro Pasa Bajo

En la Figura 6.15, se observa el circuito del filtro pasa baja de ganancia unitaria y sus diversas ecuaciones. Esta clase de filtros deja pasar todas las frecuencias desde 0 Hz hasta la frecuencia de corte (f_c) y bloquea todas las frecuencias por encima de (f_c).

El circuito pasa baja tiene la siguiente función de transferencia:

$$H(s) = \frac{w_0^2}{s^2 + \frac{w_0 s}{Q} + w_0^2} \quad (6.28)$$

Como siempre se asume el condensador y se halla la resistencia; pero la resistencia debe estar comprendida entre $1k\Omega$ y $100k\Omega$ con el fin de encontrar la respuesta más óptima del filtro.

El amplificador que se utiliza es un amplificador no inversor cuya ganancia de voltaje es A_v . Este tipo de filtro no debe superar 1.5 de ganancia, de hacerlo no se garantiza la respuesta plana del circuito.

En éste filtro tomamos como frecuencia de corte $f_c = 0.1 Hz$ y observamos aquellas frecuencias que están por debajo de $0.1 Hz$ son amplificadas y las que superan los $0.1 Hz$ no son amplificadas, como se observa en la Figura 6.16.

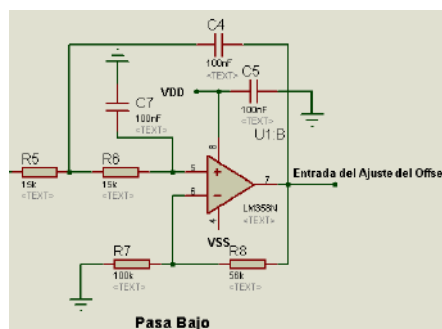


Figura 6.15: Filtro pasa baja [22].

La ganancia de voltaje A_v tiene la misma ecuación que la del filtro pasa alta, al igual que el factor de calidad "Q", la frecuencia de corte f_c y el valor de la resistencia R .

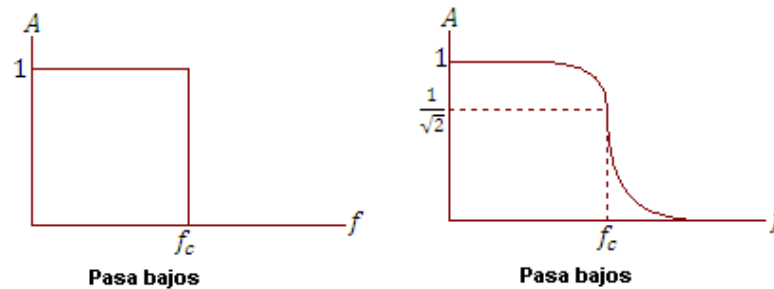


Figura 6.16: Frecuencia de corte f_c del filtro pasa baja [23].

6.5. Técnicas para la Deflación de Interferencias

Para minimizar el voltaje en modo común se emplea la configuración conocida como "Right Leg Driver" (RLD) con Guarda Activa, la cual aumenta el $CMRR$ del amplificador de instrumentación. Su uso es frecuente en aplicaciones de pequeña señal, y en las hojas de datos de los amplificadores de instrumentación se incluyen distintas versiones del mismo. Por otra parte, la interferencia en los cables de medida se minimiza con el uso de cables apantallados tan cortos como sean posibles, y cubriendo dichos cables con papel de aluminio para evitar interferencias o pérdidas de la información en los tramos.

6.5.1. Circuito RLD (Right Leg Drive)

El circuito RLD se observa en la Figura 6.17:

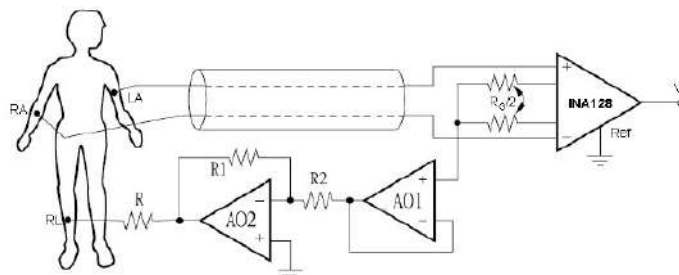


Figura 6.17: Circuito RLD con Guarda Activa [17].

Este circuito realimenta la señal de modo común a través de una etapa inversora, contrarrestando eficazmente cualquier cambio de potencial en el sujeto censado [7], es decir, adicionalmente se integró un circuito de retroalimentación o driver de pierna derecha propuesto por el fabricante [17] utilizado para registrar señales de electrocardiografía (ECG), en nuestro caso se modificó la posición de los electrodos de RA y LA colocándolos alrededor del músculo y el electrodo RL de referencia se sitúa a nivel del codo.

Nótese que existe una salida etiquetada como "Malla", ésta salida va conectada a la capa de blindaje con que debe contar el cable conductor de los electrodos, la ventaja de contar con el blindaje de la malla es que se evitan las corrientes de fuga que pudieran aparecer entre los conductores de los electrodos.

Éste circuito de retroalimentación sirve para evitar las corrientes de desbalance y para compensar problemas de ruido de modo común en la entrada diferencial del amplificador de instrumentación [7]. Desafortunadamente, el cuerpo del paciente también puede actuar como una antena que recoge las interferencias electromagnéticas, especialmente 50/60 Hz ruido de la energía eléctrica [21]. En una primera etapa se obtiene esta señal de forma precisa desde el punto medio de las resistencias $\frac{RG}{2}$ que fijan la ganancia del amplificador de instrumentación [8]. En dicho punto se coloca un buffer (AO_1) para que el circuito no cargue o influya en el comportamiento y prestaciones del INA128.

La siguiente etapa consiste en realimentar la señal hacia el cuerpo humano mediante el operacional (AO_2) en configuración inversora, el cual entrega una corriente proporcional a la diferencia entre una señal de referencia y la tensión de modo común. Se entiende por señal de referencia, la tierra del circuito.

El amplificador puede incluir un condensador en su rama de realimentación, lo cual proporciona mayor estabilidad al sistema, según [7].

Para obtener una expresión de la reducción del voltaje modo común que representa el uso del circuito RLD, se considera que el acoplamiento de la red se da únicamente mediante las capacitancias parásitas C_r y C_m como se observa en la Figura 6.18:

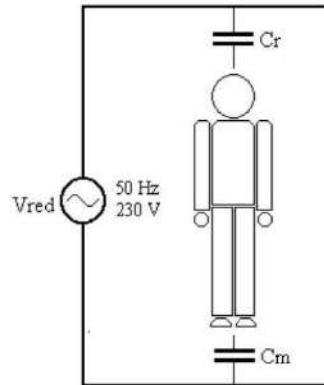


Figura 6.18: Acoplamiento Capacitivo entre el Paciente y la Red Eléctrica [7].

Inicialmente se considera que no se ha conectado el circuito RLD ni el electrodo de referencia. Sea V_p el voltaje al cual está sometido el paciente. Este es una interferencia de 50Hz y se debe al divisor de tensión generado por las capacitancias parásitas C_r y C_m , es decir:

$$V_p = V_{RED} \frac{C_r}{C_r + C_m} \quad (6.29)$$

Estas capacitancias suelen tener valores de $C_r = 2\text{pF}$ y $C_m = 520\text{pF}$, lo cual da un voltaje modo común $V_p = 843\text{mV}$.

Un primer método para reducir el voltaje V_p del paciente es conectar el electrodo de referencia a tierra como se muestra en la siguiente Figura 6.19:

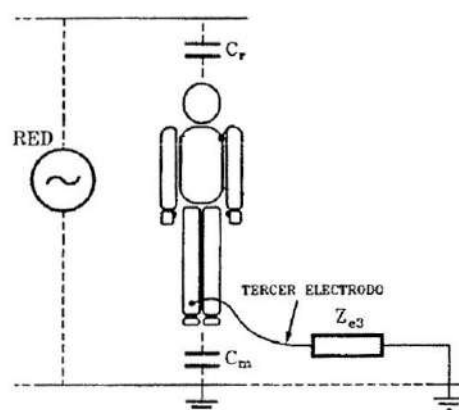


Figura 6.19: Acoplamiento Capacitivo utilizando Electrodo de Referencia [7].

En la práctica el electrodo tendrá una impedancia Z_{e3} , ésta aparece en paralelo con C_m , por lo que la expresión para el voltaje del paciente es ahora:

$$V_p = V_{RED} \frac{Z_{Cm} \parallel Z_{e3}}{Z_{Cm} \parallel Z_{e3} + Z_{Cr}} \quad (6.30)$$

Si se considera $Z_{e3} = 10k\Omega$ a $50Hz$, el potencial al cual se encuentra el paciente es ahora: $V_p = 1.38mV$.

Si en lugar de conectar Z_{e3} directo a tierra, se realiza mediante el circuito RLD, se tiene una situación como la que se muestra en la Figura 6.20:

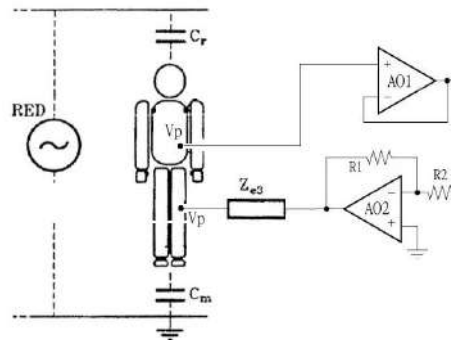


Figura 6.20: Acoplamiento Capacitivo utilizando Electrodo de Referencia junto con el Circuito RLD [7].

El voltaje V_p al que se encuentra el paciente se verifica de la siguiente manera:

$$V_p = V_{RED} \frac{Z_{Cr} \parallel Z_{Cm} \parallel \frac{Z_{e3}}{1-G}}{Z_{Cr}} \quad (6.31)$$

Donde se observa que G es la ganancia del amplificador inversor del circuito RLD. El circuito disminuye la impedancia del electrodo de referencia en un factor $1 - G$. Se observa que el módulo del voltaje modo común del paciente disminuye al aumentar la ganancia G y al disminuir la impedancia Z_{e3} .

Si se considera $G = -39 \frac{V}{V}$, el potencial al cual se encuentra el paciente es ahora: $V_p = 34.6 \mu V$.

Protección del Paciente

Cuando se utiliza el circuito RLD, se debe colocar una resistencia de protección (R), en serie con la salida para limitar la corriente. Ésta debe ser siempre menor que $10 \mu A$, incluso en condiciones de fallo, ésta resistencia aparece en serie con la impedancia del electrodo de referencia Z_{e3} . Existe entonces un compromiso entre disminuir el voltaje de 50Hz al cual se encuentra el paciente y lograr una correcta protección del mismo.

6.5.2. Implementación del Circuito

El circuito completo de RLD y guarda activa se muestra en la Figura 6.21. Éste se basa en las especificaciones dadas por Texas Instruments en la hoja de datos del INA128P [17].

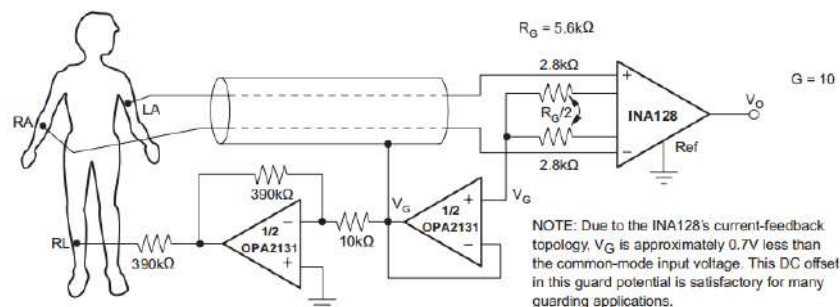


Figura 6.21: Circuito RLD y Guarda Activa [17].

Como se mencionó, el uso del RLD es ampliamente recomendado por los fabricantes de amplificadores de instrumentación, destinados aplicaciones médicas que requieran la adquisición de señales electromiográficas.

El circuito de realimentación negativa, contrarresta la influencia de las corrientes de interferencia y asegura la estabilidad entre la tierra del cuerpo humano y la tierra del circuito de adquisición, esto garantiza un alto valor del CMRR del amplificador de instrumentación [7].

Para calcular la ganancia del circuito RLD con Guarda activa y el ancho de banda del circuito se realiza mediante las siguientes ecuaciones 6.32 y 6.33.

$$G = \frac{R_1}{R_2} \quad (6.32)$$

$$f_{BW} = \frac{1}{2\pi C_1 R_2} \quad (6.33)$$

6.6. Circuito de Ajuste del Offset

El circuito de ajuste de offset permite eliminar la componente negativa de la señal continua que exista a la salida de la etapa de filtrado. Es importante hacer esto porque el siguiente paso sería digitalizar la señal por medio de un conversor A/D que posee el Microcontrolador ya que estos no admiten señales con componente negativa, además es una forma de amplificar la señal. El circuito se observa en la Figura 6.22.

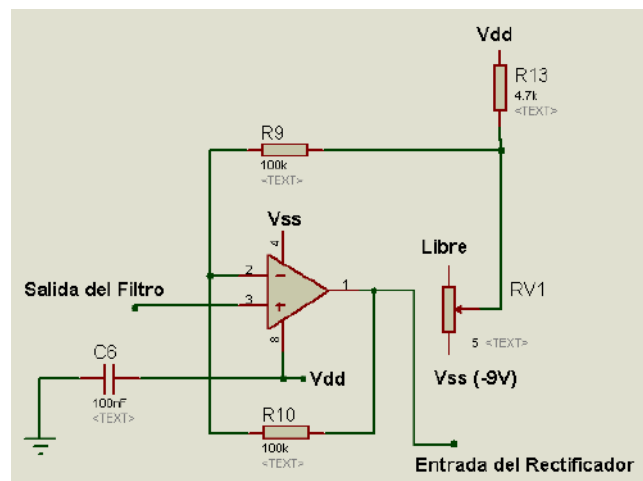


Figura 6.22: Circuito del Ajuste del Offset [20].

CAPÍTULO 7

PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL EMG

7.1. Introducción

En el presente capítulo se describe el procesamiento de la señal EMG, cuyo objetivo es cuantificar la intensidad de la señal proveniente del músculo, luego de haberla amplificado y filtrado. El procesamiento inicia con una etapa de rectificación analógica de la señal, luego es muestreada mediante un Arduino, es el que cuantifica la intensidad de la señal EMG a partir de las muestras y obtener la comunicación con la computadora.

A la salida del rectificador se conecta un optoacoplador para separar eléctricamente la placa Electromiográfica del Arduino.

7.2. Rectificador de Precisión o Circuito de Valor Absoluto

El circuito de la Figura 7.1 es un rectificador de onda completa de precisión. Se compone de dos operacionales y dos resistencias de igual valor R_1 y R_2 , éste circuito presenta alta impedancia de entrada y baja impedancia de salida.

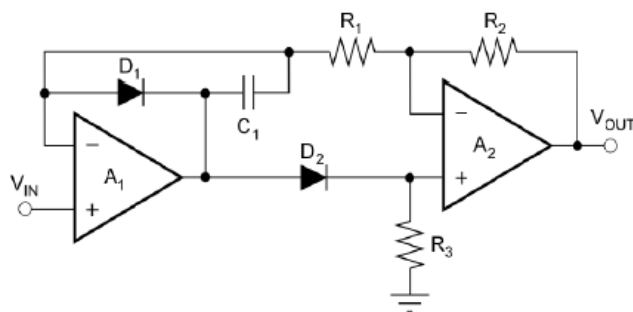


Figura 7.1: Rectificador de Onda Completa de Precisión [7].

A continuación se realiza un análisis detallado del rectificador presentado.

7.2.1. Análisis del Circuito

En todos los casos se asume operacionales funcionando en zona lineal, e ideales, por lo que si impedancia de entrada es infinita. El capacitor C_1 se coloca para asegurar la estabilidad del circuito. Su valor debe ser lo suficientemente grande para garantizar la estabilidad, pero no tanto como para producir una distorsión apreciable a la salida. Se toma C_1 tal que, a la frecuencia f_T de ganancia unitaria del operacional, la impedancia del mismo sea menor a 100Ω .

La impedancia de C_1 a frecuencia f es:

$$Z = \frac{1}{2\pi f C_1} \quad (7.1)$$

Considerando dicha impedancia de 100Ω para f_T , siendo esta última del orden de MHz , resulta Z del orden de $M\Omega$ en las frecuencias de interés. Por ésta razón, se considera al capacitor como un circuito abierto.

La señal de entrada está conectada a las entradas no inversoras para obtener alta impedancia de entrada.

El análisis se divide en dos partes dependiendo de la señal V_{IN} de entrada:

- **Si la entrada es positiva $V_{IN} > 0$:**

Inicialmente se asume que le Diodo D_1 está cortado y el Diodo D_2 está operando, con ésta hipótesis el circuito equivalente se muestra en la Figura 7.2.

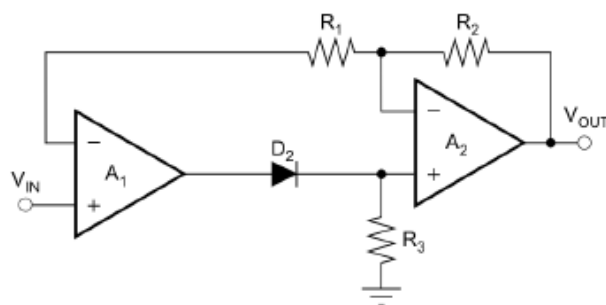


Figura 7.2: Circuito equivalente cuando $V_{IN} > 0$ [7].

Existe una tierra virtual ya que los operacionales están en zona lineal, entonces, $V_{IN} = (V_-)_{A_1}$. Como por R_1 y R_2 no circula corriente, no hay caída de potencial por estas, obteniendo:

$$V_{out} = (V_-)_{A_1} = V_{IN} \quad (7.2)$$

Para éste caso el valor exacto de las resistencias no es relevante.

Se puede comprobar que las hipótesis realizadas inicialmente sobre el estado de cada diodo se verifican.

- **Si la entrada es negativa $V_{IN} < 0$**

Se asume que el diodo D_1 está operando y el Diodo D_2 está cortado. Bajo éstas hipótesis el circuito equivalente se muestra en la Figura 7.3.

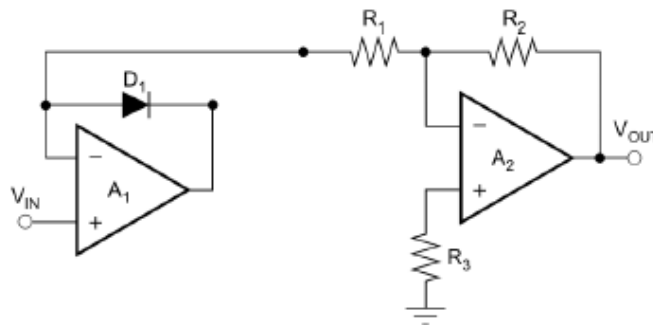


Figura 7.3: Circuito Equivalente cuando $V_{IN} < 0$ [7].

El operacional A_2 y las resistencias R_1 , R_2 y R_3 forman un amplificador inversor de ganancia $G = -\frac{R_2}{R_1}$. Debido a la tierra virtual de A_1 , la salida es:

$$V_{OUT} = GV_{IN} = -\frac{R_2}{R_1}(-V_{IN}) \quad (7.3).$$

Si R_1 y R_2 se toman del mismo valor, se obtiene:

$$V_{OUT} = -(-V_{IN}) = V_{IN} \quad (7.4)$$

Nuevamente, se puede comprobar que las hipótesis realizadas inicialmente sobre el estado de cada diodo se cumplen. Es decir, que para entradas negativas el voltaje de salida V_{out} es siempre positivo sin importar la polaridad de V_{IN} .

El rectificador de precisión de onda completa estará unida en su salida a la entrada de un optoacoplador 4N35, permitiendo así, separar la placa EMG del Arduino y evitando ruidos provenientes del Arduino UNO.

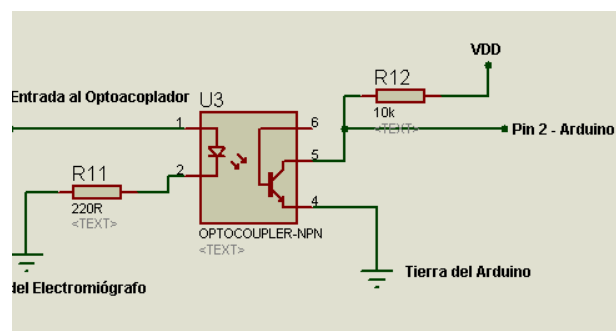


Figura 7.4: Optoacoplador 4N35.

7.3. Conversión Analógica – Digital

Para la conversión de la Señal Analógica-Digital se utilizó el siguiente diagrama de bloques de la Figura 7.5 [22]:

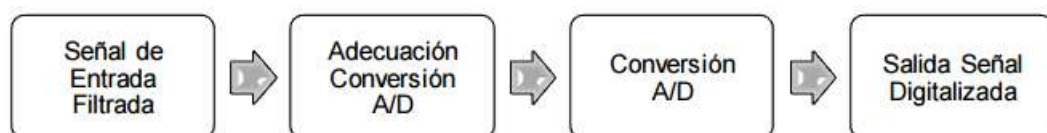


Figura 7.5: Diagrama de Bloques de la Etapa de Conversión A/D.

Para una correcta recepción y posterior tratamiento de la señal EMG, lo primero que se debe hacer, es garantizar que la señal cumpla con algunos parámetros:

- Proteger al conversor (Arduino) de voltajes positivos muy altos y de voltajes negativos.

- Mantener el voltaje de entrada en el rango adecuado entre 0 a 5V.
- Correcta recepción de la señal por parte del Arduino.
- Garantizar el ancho de banda de la señal de acorde al conversor.

La etapa de filtrado contiene voltajes negativos; esto es debido a dos razones, la primera porque la señal presenta picos negativos y positivos, la segunda porque en el desarrollo electrónico se utilizarán amplificadores cuya alimentación es dual (positivo y negativo). Como el conversor (Arduino) sólo registra voltajes positivos (0 a 5V), es necesario implementar una etapa llamada adecuación de la señal o Circuito de Ajuste del Offset, ésta etapa es necesaria para elevar la señal (sin modificarla) en el rango de 0 a 5V, para que pueda ser leída por el Arduino.

7.4. Placa Arduino

Una vez que la señal EMG ha sido presentada en forma analógica, se debe realizar la conversión de analógica/digital (ADC), ahí entra en acción la Placa Arduino quien realizar el procesamiento correspondiente. El microcontrolador es una placa Arduino UNO en su versión R3 (Revisión 3). En la Figura 7.6 se muestra una vista frontal y reverso de la misma.



Figura 7.6: Vista frontal y reverso del Arduino UNO R3 [23].

7.4.1. ¿Por qué Arduino?

Hay muchos otros Microcontroladores y plataformas microcontroladoras disponibles en el mercado para computación física. Parallax Basic Stamp,

Netmedia`s BX-24, Phidgets, MIT´s Handyboard, Rasberry Pi y muchas más otras ofertas de funcionalidad similar. Todas estas herramientas toman los desordenados detalles de la programación de microcontrolador y la encierran en un paquete fácil de usar, Arduino también simplifica el proceso de trabajo con Microcontroladores, pero ofrece mayores ventajas para profesores, estudiantes y aficionados interesados en otros sistemas.

Las ventajas son:

- **Barato:** las placas Arduino son relativamente baratas comparado con otras plataformas microcontroladoras.
- **Multiplataforma:** el software de Arduino se ejecuta en sistemas operativos Windows, Macintosh OSX GNU/Linux. La mayoría de los sistemas Microcontroladores están limitados a Windows.
- **Entorno de programación simple y clara:** el entorno de programación de Arduino es fácil de usar para principiantes, pero suficientemente flexible para que usuarios avanzados puedan aprovecharlo también. Para profesores, está convenientemente basado en el entorno de programación Processing, de manera que estudiantes aprendiendo a programar en éste entorno estarán familiarizados con el aspecto e imagen de Arduino.
- **Código abierto y Software extensible:** el software de Arduino está publicado con herramientas de código abierto, disponibles con extensiones por programadores experimentados. El lenguaje puede ser expandido mediante librerías C++, y la gente que quiera entender los detalles técnicos pueden hacer el salto desde Arduino a la programación en lenguaje AVR C en el cual está basado, de forma similar, puedes añadir el código AVR C directamente al entorno de programación Arduino.
- **Código abierto y Hardware extensible:** el Arduino está basado en Microcontroladores ATMEGA8, ATMEGA168 y ATMEGA328P de Atmel, los planos para los módulos están publicados bajo la licencia Creative Commons, por lo que diseñadores experimentados de circuitos pueden

hacer su propia versión del módulo, extendiéndolo y mejorándolo, incluso usuarios relativamente inexpertos pueden construir la versión de la placa del módulo para entender cómo funciona y ahorra costos [24].

7.4.2. Características del Arduino

En la Tabla 7.1 se resume las características generales de la placa Arduino utilizada:

Microcontrolador	ATmega328p
Voltaje de Operación	5V
Voltaje de Alimentación	6 a 20V
Pines Digitales de E/S	14 (6 proveen salidas tipo PWM)
Pines Analógicas de Entrada	6 (A0 a A5)
Corriente Máxima por cada Pin de E/S	40mA (50mA para el pin de 3.3V)
Corriente Máxima total por Pines E/S	200mA
Memoria FLASH	32kB (0.5kB para el bootloader)
Memoria SRAM	2kB
Memoria EEPROM	1kB
Velocidad de Reloj	16MHz

Tabla 7.1: Características generales del Arduino UNO R3.

7.4.3. Código Arduino

El microcontrolador en la placa Arduino se programa mediante un lenguaje basado en Wiring, mientras que el entorno de desarrollo, en Processing [7], la inteligencia de Arduino se expresa mediante su lenguaje de programación. El código se compone de dos grandes partes:

- **Setup ():** la función `setup()` se ejecuta una sola vez cuando el programa empieza, se utiliza para inicializar los modos de trabajo de los pines, o el puerto serial. Debe ser incluido en el programa aunque no haya declaración que ejecutar.

void setup()

```
{  
    pinMode(pin,OUTPUT); //configura el "pin" como salida  
}
```

- **Loop ():** después de llamar a setup(), la función loop() hace precisamente lo que sugiere su nombre, se ejecuta de forma cíclica, lo que posibilita que el programa esté respondiendo continuamente a los eventos que se produzcan en la placa [25].

void loop()

```
{  
    digitalWrite(pin,HIGH); //pone en uno (on, 5V) el "pin"  
    delay(1000); //espera un segundo (1000ms)  
    digitalWrite(pin,LOW); //pone en cero (off, 0V) el "pin"  
    delay(1000);  
}
```

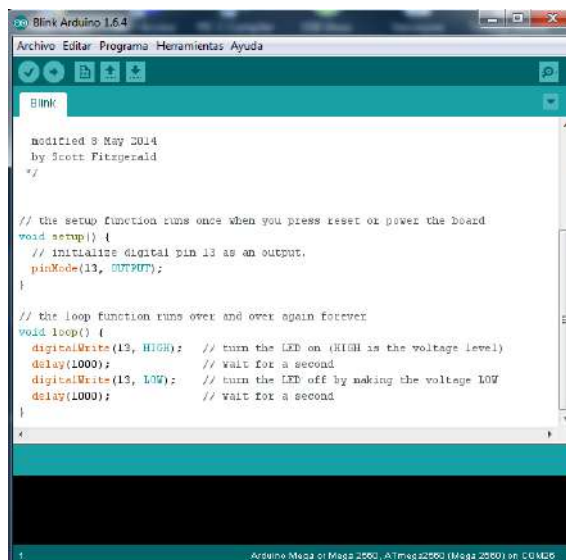
Funciones

Arduino provee varias funciones predefinidas que facilitan la implementación de la tarea deseada. Algunas se describen a continuación:

- **pinMode(x,modo):** configura el pin digital x para comportarse como entrada (INPUT) o salida (OUTPUT). Los pines analógicos A0 a A5 son siempre de entrada.
- **digitalWrite(x,valor):** asigna el valor HIGH(5V) o LOW(0V) al pin digital x.
- **digitalRead(x):** lee el estado del pin digital x.
- **analogReference(ref):** fija el voltaje de referencia utilizado para la conversión analógico-digital (AD). Los posibles valores son: DEFAULT (5V), INTERNAL (1.1V), EXTERNAL (utiliza el voltaje conectado al pin A_{REF} de la placa).

- **analogWrite(x,ciclo):** para los pines del tipo PWM, fija el ciclo de trabajo de la señal PWM del pin x. El ciclo de trabajo tiene una resolución de 8 bits (valores de 0 a 255).
- **delay(t):** permite esperar un tiempo t expresado en milisegundos, se debe usar con precaución ya que bloquea las interrupciones que se puedan originar durante su ejecución [7].

La Figura 7.7 muestra un ejemplo de un programa sencillo que enciende y apaga el LED ubicado entre el pin 13 y GND de la placa Arduino.



```
Blink Arduino 1.6.4
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda

Blink

modified 8 May 2014
by Scott Fitzgerald
*/

// the setup function runs once when you press reset or power the board
void setup() {
  // initialize digital pin 13 as an output.
  pinMode(13, OUTPUT);
}

// the loop function runs over and over again forever
void loop() {
  digitalWrite(13, HIGH); // turn the LED on (HIGH is the voltage level)
  delay(1000);           // wait for a second
  digitalWrite(13, LOW); // turn the LED off by making the voltage LOW
  delay(1000);           // wait for a second
}

Arduino Mega or Mega 2560, ATmega2560 (Mega 2560) on COM6
```

Figura 7.7: Ejemplo de uso de las funciones del Arduino.

Estructuras de Control

Además de las funciones mencionadas, se dispone de estructuras de control clásicas como pueden ser: if, while, for, do/while y switch/case. Estas estructuras se muestran a continuación [25]:

- **if (si):**
if(unaVariable==valor)//si “unaVariable” es igual a valor
{
 Ejecuta las instrucciones;// se ejecuta si cumple la condición
}

- **if else (si...sino..):**

```
if (inputPin==HIGH)//si el valor de la entrada inputPin es alto
```

```
{
```

```
instruccionesA; //ejecuta si se cumple la condición
```

```
}
```

```
else
```

```
{
```

```
instruccionesB;//ejecuta si no se cumple la primera condición
```

```
}
```

- **else if**

```
if (inputPin<500)
```

```
{
```

```
instruccionesA;//ejecuta las operaciones A
```

```
}
```

```
else if (inputPin>=1000)
```

```
{
```

```
instruccionesB;//ejecuta las operaciones B
```

```
}
```

```
else
```

```
{
```

```
instruccionesC;//ejecuta las operaciones C
```

```
}
```

- **for**

```
for (int i=0; i<20; i++) //declara i, prueba que es menor a 20,  
incrementa i en 1
```

```
{
```

```
digitalWrite(13,HIGH);// envía un 1 al pin 13
```

```
delay(250);//espera ¼ segundo
```

```
digitalWrite(13,LOW);//pone en cero al pin 13
```

```
delay(250); //espera ¼ segundo
```

```
}
```

- **while**

```
while (unaVariable<200 )//testea si unaVariable es menor que 200
{
instrucciones;//ejecuta las instrucciones entre llaves
unaVriable++;//incrementa la variable en 1
}
```
- **do while**

```
do
{
X=leesensor();
delay(50);
}
While (x<100);
```

Variables y Constantes

Antes de poder utilizar una variable, primeramente hay que declararla. Esto implica definir el tipo de dicha variable, en la Tabla 7.2 se observa las características de los distintos tipos de variables que se pueden emplear.

Tipos de Variables	Rango de Valores	Memoria Utilizada
boolean	0 o 1 (verdadero o falso)	8 bits
char	-128 a 127	8 bits
byte	0 a 255	8 bits
int	-32768 a 32767	16 bits
unsigned int	0 a 65535	16 bits
long	$\simeq -2.14 \times 10^9$ a $\simeq 2.14 \times 10^9$	32 bits
unsigned long	0 a $\simeq 4.29 \times 10^9$	32 bits
float	$\simeq -3.40 \times 10^{38}$ a $\simeq 3.40 \times 10^{38}$	32 bits
double	Equivale al tipo float en A.UNO	

Tabla 7.2: Tipos de Variables

El tipo de variable float es el único que permite trabajar con valores numéricos no enteros, es decir, con decimales. Si bien, el uso de variables del tipo float permite mayor exactitud, requiere más tiempo de cálculo por parte del procesador.

7.4.4. Comunicación con la PC

Durante la ejecución de un programa, es posible intercambiar datos entre el Arduino y la PC mediante la conexión USB entre ambos. Esto resulta útil para depurar el código y realizar el intercambio de datos, se establece una comunicación serie mediante los pines 0 (RX) y 1 (TX). El software de arduino provee un "Monitor Serie" para la visualización de los datos de la comunicación.

En el código, lo primero que se debe de hacer es establecer la conexión en la sección del setup(), para esto se utiliza la función "Serial.begin(baudios)", donde baudios es la tasa de transmisión de datos, usualmente 9600 bps. Posteriormente los datos se intercambian en la sección loop() mediante los siguientes comandos [7]:

- **Serial.print(valor, formato):** envía el dato "valor" desde el Arduino a la PC. El formato define la base utilizada para representarlo, por ejemplo para números en base 10 se utiliza formato=DEC.
- **Serial.println(valor, formato):** similar al comando anterior pero además envía un carácter de nueva línea.
- **Serial.read():** lee un byte proveniente de la PC a través de la comunicación serial.

7.5. Procesamiento Digital de Señales

El procesamiento de señales digitales o DSP es la manipulación matemática de una señal de información para modificarla o mejorarla en algún sentido. Este está caracterizado por la representación en el dominio del tiempo, en el dominio de la frecuencia u otro dominio discreto de señales por medio de una secuencia de números o símbolos y el procesado de esas señales.

Esto se puede conseguir mediante un sistema basado en un procesador o microcontrolador (Arduino UNO) que posee un juego de instrucciones, un hardware y un software optimizados para aplicaciones que requieran operaciones numéricas a muy alta velocidad. Debido a esto, es especialmente útil para el procesado y representación de señales analógicas en tiempo real: un sistema que trabaje de ésta manera (tiempo real), en donde, se recibe muestras, normalmente provenientes de un conversor analógico/digital (ADC). Se puede trabajar con señales analógicas, pero es un sistema digital, por lo tanto necesitará un conversor analógico/digital a su entrada y digital/analógica en la salida. Como todo sistema basado en procesador o microcontrolador programable necesita una memoria donde almacenar los datos con los que trabajará y el programa que ejecute.

Todas estas exigencias los posee el Arduino UNO con una capacidad de memoria *SRAM* de unos *2kB* y de un conversor analógico/digital, permite una alta velocidad de procesamiento de la información.

El procesamiento de la señal mioeléctrica EMG que realiza el software del Arduino tiene como objetivo disminuir el nivel de ruido, para mejorar la presencia de determinadas matices (intensidad de la señal), se realiza combinando los valores de la señal para generar otros nuevos. Unos de los beneficios principales del DSP es que las transformaciones de señales son más sencillas de realizar.

Dentro del sketch de Arduino realizaremos el filtrado por software mediante un filtro pasa bajo, con el fin de reducir ciertas componentes espectrales de la señal no deseadas, que consiste en una operación matemática que se realiza mediante las muestras.

Los electrodos EMG son muy ruidosos, las lecturas que nos llegan tienen imprecisiones y esto hace que la señal se distorsione. Para evitar esto se implementa un filtro pasa bajo como se habría comentado, que podría pensarse que dicho filtro es un tipo especial de media ponderada, donde se asigna un peso a las nuevas medidas en función de lo que confíes en ellas, y otro a las medidas anteriores. Para el caso nos ocupa, una ecuación para implementar este tipo de filtro en el IDE de arduino:

$$y = (1 - \alpha) * y + \alpha * x \quad (7.5)$$

Siendo "x" la lectura de los electrodos e "y" la lectura filtrada. Se estableció $\alpha = 0.25$, el valor anterior de y se multiplica por 0.75 y el nuevo por 0.25, esto hará que los nuevos valores contribuyan sólo en un 25% en la nueva lectura evitando así picos puntuales de voltaje.

7.6. Muestreo y Procesamiento mediante Labview-Arduino

Se utiliza la placa Arduino en conjunto con el software Labview para adquirir y procesar los datos de la señal EMG. Esto permite un trabajo a más alto nivel, lo cual facilitó los ensayos y la visualización de la señal EMG, variando la frecuencia de muestreo (Hz).

7.6.1. Muestreo

Para poder adquirir los datos de la señal EMG, se utiliza la biblioteca "Labview Interface for Arduino" provista por Labview, esta permite la comunicación con el Arduino mediante la comunicación serial. Primeramente se debe cargar en el Arduino el archivo "LIFA_Base" y mantenerlo conectado al puerto USB de la computadora, Labview posee un entorno de programación gráfica.

7.6.2. Procesamiento

Utilizando la biblioteca descrita anteriormente, se implementó un código en Labview para adquirir y procesar datos de la señal EMG. El procesamiento de la señal EMG es realizado en tiempo real, el código gráfico se observa en el Apéndice B.4.

La señal EMG obtenida del paciente se observa en la Figura 7.8.

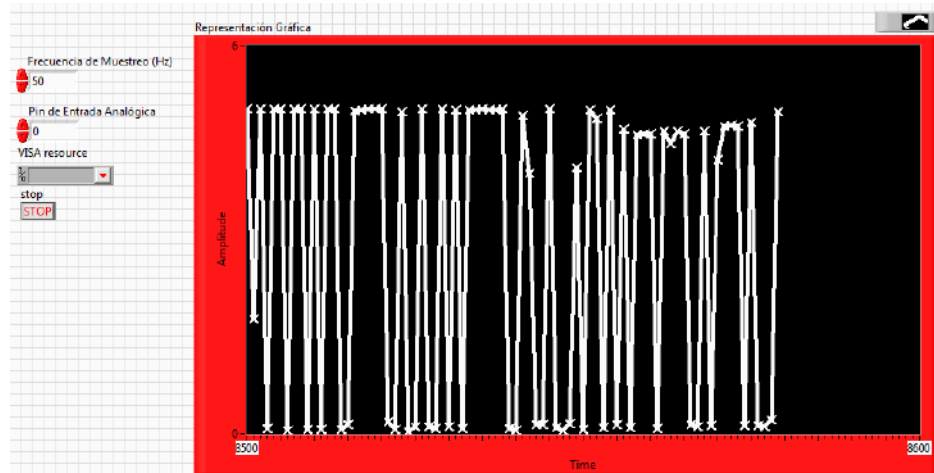


Figura 7.8: Señal EMG proveniente del Paciente.

7.7. Muestreo y Procesamiento mediante Arduino

Una vez que el código de procesamiento ha sido probado y depurado mediante Labview, se implementa en el IDE de Arduino el código final.

7.7.1. Muestreo

La placa Arduino dispone de 6 pines de entrada analógica (A0 a A5), permitiendo obtener muestras mediante un convertor analógico/digital (ADC), con resolución de 10 bits (0 a 1023). Las muestras son adquiridas por el Arduino mediante el código que se observa en el Apéndice B.5.

7.7.2. Procesamiento

Para el procesamiento se implementó la ecuación 7.5 para el filtro pasa bajo a nivel de software, las muestras obtenidas por el ADC del Arduino son valores de 0 a 1023, los cálculos de los valores de la señal se realiza a partir de ellos.

CAPÍTULO 8

Motor y Algoritmo de Control

8.1. Introducción

En éste capítulo se analizará el tipo de motor que se utilizará, se describe las características generales y el control del servomotor mediante un algoritmo de control con el Arduino UNO una vez ya procesada la señal EMG.

8.2. Servomotor

El servo es un potente dispositivo que dispone en su interior de un pequeño motor con un reductor de velocidad y multiplicador de fuerza, también dispone de un circuito que controla el sistema (drive). El ángulo de giro del eje es de 180° en la mayoría de ellos, pero puede ser fácilmente modificado para tener un giro libre de 360° , como un motor standard. El motor servo es el encargado de dar movilidad al robot y su forma física es posible de apreciar en la Figura 8.1.



Figura 8.1: Servomotor

Para controlar un servo se debe aplicar un pulso de duración y frecuencia específicas. Todos los servos disponen de tres cables, dos para alimentación V_{CC} y GND (4.8 a 6 V) y un tercero para aplicar el tren de pulsos de control, que hace que el circuito de control diferencial interno ponga el servo en la posición indicada, dependiendo del ancho del pulso. En la Figura 8.2 es posible apreciar

ejemplos del posicionamiento del eje del servo dependiendo del ancho del pulso, donde se logra 0° , 90° y 180° con anchos de pulso de 1.0, 1.5 y 2.0ms respectivamente.

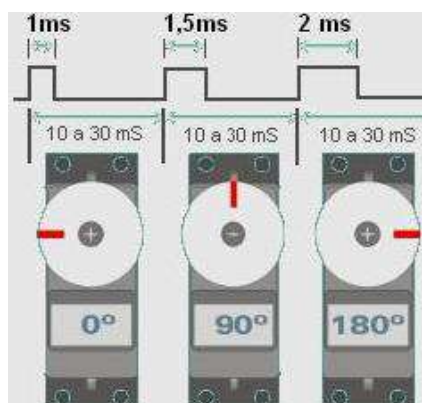


Figura 8.2: Posicionamiento del Servomotor.

Dado que existen algunas pequeñas diferencias entre las distintas marcas de servos, en la Tabla 8.1 están indicados las características técnicas de varias marcas que comercializan este producto.

Fabricante	Duración del pulso [ms]			Frec. [Hz]	Color de los cables		
	Mínima (0°)	Neutral (90°)	Máxima (180°)		Positivo	Negativo	Control
Futaba	0.9	1.5	2.1	50	Rojo	Negro	Blanco
Hitech	0.9	1.5	2.1	50	Rojo	Negro	Amarillo
Graupner/Jr	0.8	1.5	2.2	50	Rojo	Marrón	Naranja
Multiplex	1.05	1.6	2.15	40	Rojo	Negro	Amarillo
Robbe	0.65	1.3	1.95	50	Rojo	Negro	Blanco
Simprop	1.2	1.7	2.2	50	Rojo	Azul	Negro

Tabla 8.1: Características Técnicas de algunos Servomotores [26].

Según su mecanismo de control interno, se pueden clasificar en analógicos o digitales, teniendo estos últimos un microcontrolador incorporado.

En comparación con los analógicos, los servos digitales permiten una respuesta de control de posición más rápida y un par mayor y más estable, consumen más energía debido a que utilizan una mayor cantidad de pulsos por segundo para el control de la posición y son de mayor costo.

A continuación se describe, debido a su uso en el presente proyecto, características específicas de los servomotores de tipo analógico.

8.2.1. Componentes Internos

Como se observa en la Figura 8.3, el interior del servomotor contiene:

- Motor DC de imanes permanente
- Cajas de engranajes reductoras: disminuye la velocidad del giro del motor y permite aumentar el par máximo que puede ejercer el servo.
- Sensor de la posición: usualmente es un potenciómetro solidario el eje.
- Circuito que controla la posición del eje: tiene en cuenta el ángulo deseado indicado por el usuario y la medida de la posición actual dada por el sensor.

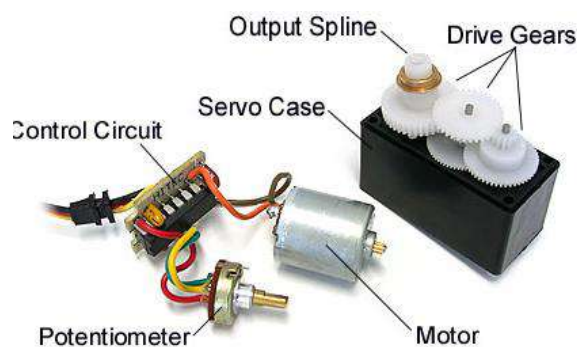


Figura: 8.3: Interior de un servomotor [7].

8.2.2. Señal de Control

El control del servo se realiza mediante una señal PWM de periodo fijo, usualmente $T = 20ms$ (50Hz). Para la mayoría de los servomotores, basta que el periodo de la señal rectangular se encuentre en el rango de $5ms$ (200Hz) a $25ms$ (40Hz).

Se debe aclarar que los servos no responden al ciclo de trabajo $\tau = \frac{T_{on}}{T}$ de una señal regular, sino del ancho de pulso T_{on} de la misma. Al ser el periodo T fijo, el ciclo de trabajo y el ancho pulso son proporcionales. Por este motivo los textos suelen indicar que el control de un servomotor es por *PWM*.

Si bien, la relación entre la posición del eje (θ) y el ancho de pulso varía de un modelo a otro, los valores usuales son:

- Si $T_{on} = 1.0ms \rightarrow \theta = 0^0$
- Si $T_{on} = 1.5ms \rightarrow \theta = 90^0$ (*centro*)
- Si $T_{on} = 2.0ms \rightarrow \theta = 180^0$
- Otros valores de T_{on} dan valores de ángulos intermediarios entre los valores 0 a 180 o de 0 a 360 grados.

Además de la señal de control *PWM*, el servo posee alimentación de entrada (V_{cc}) y *GND*. La amplitud de señal de control habitualmente se encuentra en el rango de 3 a 5 volts. Se puede utilizar una resistencia en serie con la señal de control para protegerla de posibles sobre corrientes ante fallos, un valor comúnmente usado es $R = 220\Omega$ [7].

8.2.3. Mecanismo de Control

El servomotor contiene un comparador que calcula el error $e = \theta_r - \theta_m$ y acciona el motor DC mediante un puente H, siendo θ_m el ángulo actual, indicado por el sensor interno y θ_r el ángulo deseado, indicado por la componente de continua de la señal *PWM*. Usualmente el algoritmo de control es de tipo proporcional, el motor gira a una velocidad proporcional al error y en el sentido correcto para que ésta disminuya. Mientras exista una señal de control, el servo intentará mantener la posición indicada por dicha señal, incluso ante una fuerza externa aplicada en el eje.

En caso de no recibirla, permite que su eje se mueva libremente por una fuerza externa sin intentar mantener una posición angular fija. En la Figura 8.4 se observa el mecanismo de control de un servomotor [7].

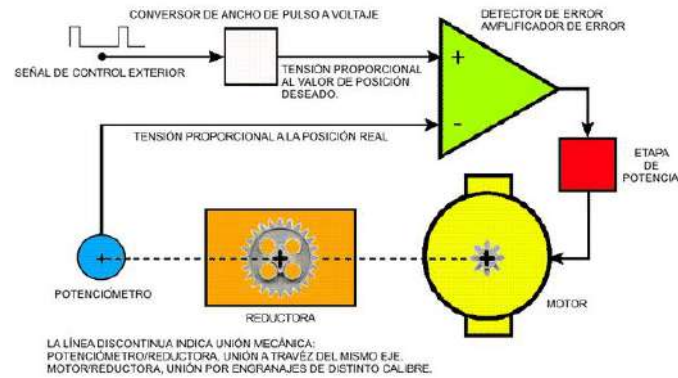


Figura 8.4: Mecanismo de Control de un Servomotor.

“Banda muerta” o “Deadband”

Una forma de conocer que tan exacto es el control de posición del servo motor es mediante la especificación brindada por el fabricante, denominada “banda muerta”. Usualmente se presenta en μs .

Si el error ($e = T_{on}(\theta_r) - T_{on}(\theta_m)$) es menor al ancho de banda muerta, el controlador del servomotor considera que se alcanzó el ángulo deseado. Por ejemplo, si la banda muerta es de $5 \mu s$ y el servo está centrado con un ancho de pulso $T_{on} = 1.5ms$, entonces con un ancho de pulso de $T_{on} = 1.5ms \pm 3\mu s$, el controlador considera que está centrado.

Esta banda evita que el controlador del servo haga girar el motor repetidas veces en uno y otro sentido, intentando llevar el eje a la posición exacta θ_r deseada, es decir, impide que el servo oscile en torno a dicha posición.

En los servos digitales al ancho de la banda muerta puede ser modificada.

8.2.4. Alimentación y Consumo de Corriente

La gran mayoría de los servomotores utilizan un voltaje de alimentación V_{CC} nominal entre 4.8 a 6.0 volts.

La corriente consumida por el servomotor es requerida principalmente por el motor DC del mismo. El sistema de control suele consumir una corriente muy pequeña de entre $5mA$ a $8mA$ en estado de reposo, a 6.0 voltios de alimentación.

En la Tabla 8.2, se ilustra los valores de consumo de corriente por 5 servomotores.

Servomotores	Corriente Consumida/hora	Servomotores
3 Servomotores con Carga en los Ejes	3 servos *1300 mA = 3900 mAh aprox.	3 Servomotores con Carga en los Ejes
3 Servomotores sin Carga en los Ejes	3 servos*250 mA = 750 mAh aprox.	3 Servomotores sin Carga en los Ejes
3 Servomotores en reposo	3 servos*8 mA = 24 mAh aprox.	3 Servomotores en reposo

Tabla 8.2: Consumo de Corriente de los 3 servos.

Al aumentar el consumo de la corriente disminuirá el tiempo de durabilidad de la batería. Éstos cálculos son estimativos y sin tener en cuenta el consumo del Arduino y la placa EMG.

8.2.5. Par Máximo

La caja reductora cumple dos funciones: disminuir la velocidad de giro del moto DC y aumentar el par máximo que el servo puede ejercer.

En unidades internacionales el par máximo se mide en Nm (Newton por metro). Particularmente en servomotores, éste par máximo se expresa comúnmente en $kg * cm$. Si se desea convertir a Nm se debe multiplicar por $\frac{g}{100}$, siendo g la constante gravitatoria. Otra unidad utilizada es el $kg * f$, que al multiplicar por g se obtiene Nm . El par máximo que puede ejercer el servomotor es proporcional a la alimentación V_{CC} y el fabricante lo proporciona, en general, referido a un ángulo fijo.

Durante una transición entre un ángulo y otro, el par suele ser menor al que se ejerce en un ángulo determinado, esta diferencia es menos notoria en los servos digitales. Una forma de medir el par máximo, en la cual se utiliza una balanza, se muestra en [27].

8.2.6. Material de los Engranajes

Los engranajes de la caja reductora pueden ser tanto de metal como plástico, los de metal son más resistentes y pueden soportar mayores cargas mecánicas, aunque se desgastan más rápidamente y hacen que el servo pierda exactitud en su posición. Existen engranajes de plásticos reforzados que combinan las ventajas de los dos tipos mencionados anteriormente.

8.2.7. Marcas y Compatibilidad

Los cuatros fabricantes de servomotores más conocidos actualmente son: Futaba, Hitec, Airtronics y JR radios, siendo Futaba e Hitec los que dominan el mercado. En general existen compatibilidad entre los distintos fabricantes, sin embargo una diferencia notable es que Hitec utiliza 24 dientes en el eje del motor mientras que Futaba utiliza 25 [7].

Durante de éste proyecto se utiliza el servomotor analógico Futaba S3003, de rotación estándar entre 0^0 a 180^0 , sus características técnicas se muestran en la Tabla 8.3:

Diseñado	NoMADA
Engranajes	De Nylon
Voltaje de Operación	4.8 a 6 Volts
Peso	38 gr
Velocidad de Trabajo	0.23 seg/60 grados (4.8 V) 0.19 seg/60 grados (6.0 V)
Torque	3.2 kg/cm (4.8 V) 4.1 kg/cm (6 V)
Frecuencia	50 Hz
Dimensiones (mm)	20*55.5*44.1
Conectores	Negro: GND o Tierra Rojo: Vcc o Alimentación Blanco: PWM o Control

Temperatura de Funcionamiento	-20 a +60 °C
Modificable	Si para 360 grados

Tabla 8.3: Especificaciones Técnicas del Servomotor Futaba [28].

La relación entre el tiempo T_{on} de la señal de control y los ángulos θ más relevantes son:

- $T_{on} = 0.65 \text{ ms} \rightarrow \theta = 0^\circ$
- $T_{on} = 1.5 \text{ ms} \rightarrow \theta = 90^\circ$
- $T_{on} = 2.55 \text{ ms} \rightarrow \theta = 180^\circ$

8.3. Control del Servomotor

En esta sección se describe el control del ángulo del servomotor a partir de la señal EMG ya procesada.

8.3.1. Señal PWM de Arduino

La placa Arduino dispone de 6 pines (3, 5, 6, 9, 10, 11) que permiten generar una señal PWM mediante el comando `analogWrite()`. Sin embargo, ésta no resulta útil para controlar el motor, debido a que los servos requieren señales PWM cuyo periodo esté comprendido entre 5ms (200Hz) y 25ms (40Hz), mientras que la señal generada por el Arduino tiene un periodo cercano a los 2ms (500Hz). En éste proyecto, como alternativa al uso del comando `analogWrite()`, se emplea la librería "Servo" que provee Arduino.

8.3.2. Librería "Servo" de Arduino

La librería "Servo" provee de comandos que permiten generar las señales PWM necesarias para controlar el motor. Se la debe incluir en el código para obtener las respuestas de acuerdo al estímulo generado, las funciones más importantes del código son:

- **`attach(x,min,max)`**
 - ✓ x indica el pin de control del servomotor.

- ✓ min es el valor en microsegundos del ancho de pulso asociado a 0° ($650\mu s$ por defecto).
- ✓ max es el valor en microsegundo del ancho de pulso asociado a 180° ($2550\mu s$ por defecto).
- **write(θ):** mueve el servomotor al ángulo θ siendo éste un entero entre 0° y 180° .
- **read():** indica el último ángulo enviado al servomotor.
- **detach(x):** libera el pin x indicando que se dejará de usar [7].

En muchas aplicaciones con servomotores no es necesario especificar los valores máximos y mínimos, de igual manera funcionaría, pero otros servomotores no responderían al estímulo aplicado.

8.3.3. Algoritmo de Control

El algoritmo de control de la mano robótica consiste en un conjunto de instrucciones finitas en el IDE del Arduino UNO.

En el Apéndice B.5 se observa el Código para el control de los motores a través del Arduino.

8.3.4. Consumo de Corriente Total del Brazo Robótico

Teniendo en cuenta la placa EMG, el Arduino y los servomotores con carga moderada, se tiene un consumo total de $4.2 Ah$. Para que el brazo robótico aguante el suficiente tiempo en operatividad, se recurre a las baterías portátiles recargables que se utilizan para los celulares, como se menciona en el Capítulo 11.

III. RESUMEN EJECUTIVO

CAPITULO 9

9.1. Descripción del trabajo

En el presente proyecto final del grado consiste en el diseño, construcción e implementación de un brazo robótico para personas amputadas en el miembro superior, otorgando los diversos pasos, métodos y técnicas a tener en cuenta para su ejecución. Se presenta el costo del diseño, fabricación e implementación del prototipo del miembro superior.

9.1.1. Métodos y Técnicas utilizadas

Las técnicas empleadas en el presente proyecto para el cumplimiento y desarrollo de los objetivos planteados se llevarán a cabo las siguientes fases:

Fase I: Análisis y Recolección de datos

En éste punto se pretende analizar, modelar y estudiar los movimientos naturales de los miembros superiores para tener conocimiento sobre los alcances y limitaciones del cuerpo humano en especial de los miembros superiores. Se realizará consultas a médicos encargados de la parte de los miembros superiores.

Se realizará el levantamiento de los datos necesarios durante la ejecución del proyecto para que una vez obtenido los datos se realizará los alcances que tendrá el proyecto.

Fase II: Estudio de las Señales Mioeléctricas

La técnica que se abordará en éste punto es la de obtener las señales eléctricas que emite el cerebro hacia el sistema nervioso central mediante la construcción de un electromiógrafo, su posterior análisis y estudio, dichas señales serán visualizadas a través de un osciloscopio para obtener los parámetros deseados.

Fase III: Diseño mediante Software

En éste punto se realizará el diseño, análisis y modificación del prototipo para la adaptabilidad al futuro usuario con la ayuda de una herramienta de diseño asistido por computadora (CAD), el cual permite realizar pruebas de resistencia y esfuerzo al igual que realizar múltiples modificaciones sin la necesidad de fabricar prototipos y tener en cuenta los parámetros de diseño, la adaptabilidad para el futuro usuario.

Fase IV: Análisis y Selección de los Materiales, Componentes necesarios para la ejecución del Proyecto:

En éste punto se realizará la selección del material, componentes electrónicos necesarios para la ejecución del proyecto, teniendo en cuenta la disponibilidad en el mercado, los precios, la calidad, el tamaño y la adaptabilidad a las exigencias que presenta el proyecto.

Primeramente, realizando consultas a Ingenieros, técnicos o distribuidores que tengan conocimientos de componentes electrónicos necesarios para el proyecto. Luego, realizar el estudio o evaluación técnico-económica de los componentes consultados y seleccionar aquellos componentes que cumplan con los requerimientos técnicos-económicos.

Fase V: Construcción del Prototipo para el Sujeto de Prueba

En éste punto se realizará la construcción de un prototipo para el sujeto de prueba teniendo en cuenta el aspecto físico como el funcionamiento mecánico, logrando la construcción a través de los materiales seleccionados y equipos necesarios. Donde se analizarán diversas alternativas de monitoreo para conocer los diversos aspectos que implica el desenvolvimiento del brazo biónico en el mundo real. Estableciendo alternativas técnicas-económicas más factible de aplicar y sobre todo que dicho proyecto sea aplicable para el público en general.

9.2. Justificación

Hoy en día la ciencia y la tecnología han crecido enormemente en la rama de la Medicina y la Electrónica, por ello el presente proyecto de fin de grado está dedicado al diseño, construcción e implementación de un brazo robótico controlado por señales mioeléctricas para personas con discapacidad en miembros superiores, a su vez serán reducidas las dificultades de las personas discapacitadas.

La problemática de los discapacitados, y en especial de las personas amputadas ya sea por algún tipo de accidentes, enfermedades o desde el nacimiento, es de gran impacto en nuestra sociedad. Las prótesis actuales plantean soluciones que se alejan de las expectativas de un amputado, pero, aun así, le dan consuelo y le permiten mejorar su estética personal y ser útiles. Dichas prótesis van desde los ganchos, hasta las elaboradas prótesis mioeléctricas, aunque en estas últimas, por su elevado costo no son accesibles a la mayor parte de los discapacitados.

A través de éste proyecto de fin de grado se buscará aportar una solución viable y de bajo costo, implementando un prototipo de fácil manejo, diseño revolucionario y adaptabilidad para cualquier tipo de usuario, favoreciendo positivamente al discapacitado.

La calidad de vida de estas personas mejora realizando las actividades consideradas normales, con lo cual se beneficiará también los familiares y al entorno social.

En las razones citadas precedentemente, se encuentra fundamentos suficientes en el presente proyecto de fin de grado.

9.3. Finalidad del Proyecto

El propósito del proyecto final de grado es brindar una nueva perspectiva, oportunidad, equilibrio y aceptación de la persona en muchos ámbitos de la sociedad, otorgando una solución confiable y tecnológica. Sobre todo que el usuario recupere la confiabilidad en sí misma realizando diversas tareas.

9.4. Metas

El diseño de un brazo robótico que sea un producto confiable, adaptable, que pueda replicar las funciones básicas del miembro superior, como, agarrar objetos de diferentes superficies.

9.5. Objetivos

9.5.1. Objetivos generales

Diseñar, Construir e Implementar un Brazo Robótico controlado por Señales Mieléctricas para personas con Discapacidad en los Miembros Superiores.

9.5.2. Objetivos específicos

- Determinar los movimientos naturales de la mano a replicar en el prototipo.
- Implementar un sensor Electromiográfico EMG para la adquisición de las señales mioeléctricas.
- Diseñar mediante software un prototipo teniendo en cuenta las medidas antropométricas promedio de un brazo y mano de una persona con estatura promedio.
- Montar el prototipo con los materiales, controladores y actuadores adecuados para la ejecución del proyecto.

9.6. Beneficiarios

Los beneficiarios directos son las personas con discapacidad en el miembro superior y los indirectos son familiares y la sociedad.

9.7. Producto

Es un prototipo para personas con discapacidad en el miembro superior que permitirá establecer una solución a las demandas establecidas en un mercado poco explorado.

9.8. Localización física y cobertura espacial

El proyecto se desarrolla en la ciudad de Coronel Oviedo, y sus resultados tienen validez universal, pues se los puede aplicar en cualquier lugar donde se disponga los materiales y accesorios requeridos para su ejecución.

Especificaciones de actividades y tareas realizadas

- Relevamiento de Datos de las Personas Amputadas.
- Revisión bibliográfica sobre las Prótesis Robóticas o Mioeléctricas.
- Estudio de la Fuente de la Señal Mioeléctrica (EMG).
- Revisión bibliográfica sobre el diseño, construcción e implementación de un Electromiógrafo y del Brazo Robótico.
- Familiarización con los lenguajes de programación del Arduino y LabVIEW.
- Revisión bibliográfica de la Arquitectura del Prototipo a implementar.

9.9. Factibilidad técnica

- Permitted que tanto en el diseño, construcción e implementación del Electromiógrafo se otorgara una compatibilidad para los diferentes usuarios, teniendo en cuenta las características específicas de cada individuo.
- Mediante los estudios realizados de las medidas antropométricas de los individuos permitió mejorar la calidad, desempeño y compatibilidad en la instalación del prototipo al sujeto de prueba. Donde, se asegura un desempeño confiable del Brazo Robótico y superando varios obstáculos,

con lo que el proyecto se justifica plenamente desde el punto de vista tecnológico.

- Con el proyecto se logró generar mayor confiabilidad, seguridad y satisfacción al usuario del prototipo, reduciendo la cantidad de personas amputadas en el miembro superior y mejorando la calidad de vida del paciente.

9.10. Factibilidad Económica

Determinamos aquí el presupuesto de costos de los recursos técnicos, materiales y mano de obra invertida, tanto para el desarrollo como para la ejecución del proyecto.

Se realiza un análisis de los costos de nuestro brazo mioeléctrico en comparación a los ya existentes en el mercado, donde, nos permitirá determinar si es factible desarrollar económicamente el proyecto. Estos análisis comparativos de precios se observan en la Tabla 12.1. La evaluación económica en la fabricación de esta prótesis mioeléctrica, está basada en cinco aspectos:

- Mecánico
- Electrónico
- Diseño y Análisis Matemáticos (Ingeniero Junior)
- Impresión 3D
- Mano de Obra (Montaje del Prototipo)

En la Tabla 9.1, se observa los costos de cada aspecto que pertenecen a la evaluación económica. Para más detalles se sitúa en el Apéndice A.1.

Aspectos	Cantidad de Componentes	Costos Parciales (Gs)
Mecánicos	17	1.118.000
Electrónico	18	702.730

Diseño y Análisis Matemático	Global	48.000.000
Impresión 3D	Global	450.000
Montaje del Prototipo	Global	700.000
Costo Total de Producción		50.970.730
Rendimiento (35%)		17.839.755
Costo Total		68.810.485

Tabla 9.1: Costos de los aspectos del Prototipo.

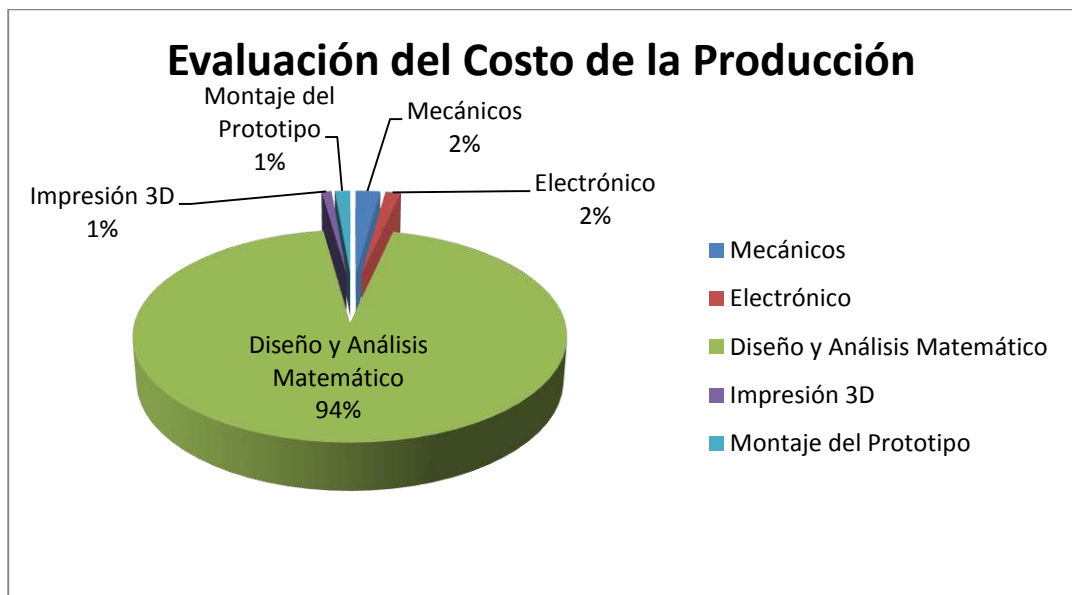


Figura 9.1: Evaluación Económica del costo de la Producción

Teniendo en cuenta los niveles de inversión realizados para el diseño, construcción e implementación del brazo robótico, la evaluación de costos se representa en forma gráfica en la Figura 9.1. El costo por prototipo sin contar con la rentabilidad es de 2.970.730 Gs, en el cual el diseño y análisis matemático representa el 94% del costo total de la producción siendo un costo fijo y el 6%

representa un costo variable que puede ser modificado según las fluctuaciones del mercado.

Mediante el Flujo de Caja en la Tabla A.1.6 se determina la Tasa Interna de Retorno (TIR) (Tabla A.1.7) argumentando que la rentabilidad de la inversión es positiva con 63% del retorno del capital al producir 100 prototipos en cinco años y un 72% en los próximos cuatro años con 128 prototipos, determinando el costo total por prototipo de 4.010.486 Gs con un rendimiento del 35%. Recuperando así la inversión inicial en cinco años.

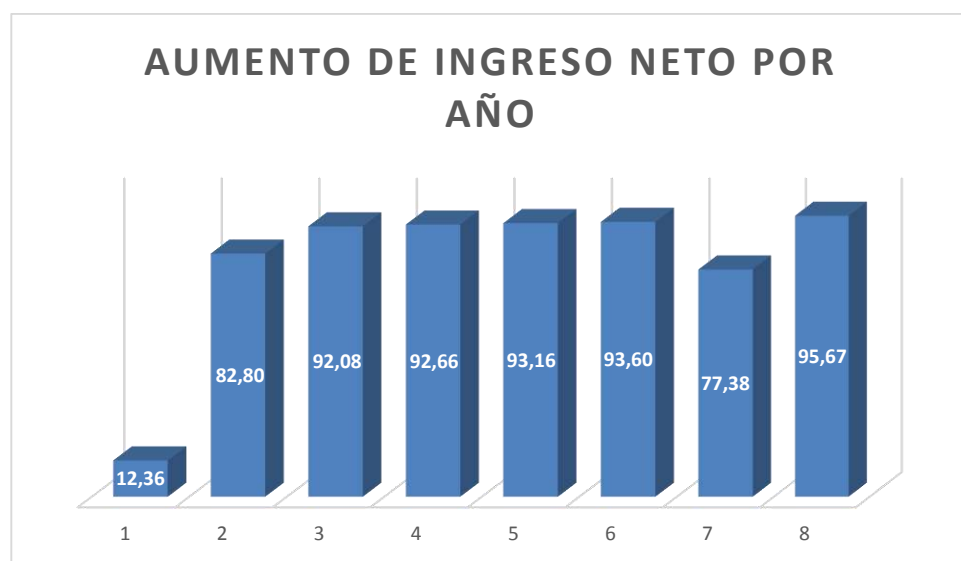


Figura 9.2: Variación del Ingreso Neto

En la Figura 9.2, se especifica las variaciones del ingreso neto por año en forma porcentual referente a la Tabla A.1.6, en el cual la variable principal es la cantidad de producción y las ventas que aumenta en forma anual.

9.10.1. Beneficios

Los beneficios que otorga la prótesis mioeléctrica a diferencia de las prótesis que son accionadas por el cuerpo requieran movimientos generales para operarla, el prototipo mioeléctrico sólo necesita la estimulación de un músculo específico, eliminando el uso de arneses que a menudo es incómodo para el usuario.

El costo del prototipo es uno de los beneficios más resaltantes, además que sea operable de manera segura, el material con el cual está diseñado y ensamblado, ofreciendo al usuario un producto de calidad, confiable y atractivo ante las demás prótesis que se ofrecen en el mercado mundial.

9.10.2. Costos del prototipo diseñado y de la competencia

La fabricación de una prótesis mioeléctrica de miembro superior por empresas extranjeras tiene costos elevados, ya que emplean materiales y componentes de alta tecnología, siendo así casi inaccesible para muchas personas en el mundo, en la Tabla 12.1 se observa las empresas que los fabrica, su procedencia y sus costos. De allí surge la oportunidad de poder navegar en éste tipo de mercado mundial y ofrecer un producto accesible, sencillo, de bajo costo, confiable, atractivo y duradero.

Con un costo promedio de 721,89 dólares (4.010.486 Gs) ante los 100.000 dólares que se ofrecen en el mercado, hay una diferencia enorme siendo más apetecible para los usuarios. Ofreciendo otro horizonte y oportunidades en el mercado. El costo de la prótesis abarca la parte de impresión 3D de la mano, antebrazo, los componentes que conforman el dispositivo Electromiográfico, los servomotores, la batería recargable y el Arduino UNO.

IV. INGENIERÍA DE DISEÑO

CAPÍTULO 10

MOVIMIENTOS DEL MIEMBRO SUPERIOR A REPLICAR EN EL PROTOTIPO

10.1. Introducción

A continuación se dará una breve descripción de las partes del Miembro Superior del Cuerpo Humano que se pretende replicar con el prototipo, para dar una solución al problema planteado, teniendo en cuenta las medidas antropométricas de varias personas de ambos sexos, para obtener un prototipo de medidas estándares.

10.2. Movimientos del Dedo Pulgar

El dedo pulgar es el agente de la pinza-dedos como se mencionó en la sección 2.4. El dedo pulgar realiza los siguientes movimientos para el prototipo:

- **Abducción-extensión (Figura 10.1 a):** que separa el dedo pulgar del eje de la mano, su amplitud es de 35 a 40°, este movimiento abre la mano.
- **La aducción (Figura 10.1 b):** que aproxima el dedo pulgar al eje de la mano. Su amplitud es de 35 a 40°.
- **La oposición (Figura 10.1 c):** que combinada con la flexión del dedo pulgar, lo conduce frente al dedo meñique. Se trata de un movimiento de prensión o cierre de la mano y presenta una amplitud de 45 a 60°.
- **La reposición (Figura 10.1 d):** devuelve el dedo pulgar a su posición inicial de partida, su amplitud es necesariamente igual a la del movimiento precedente.

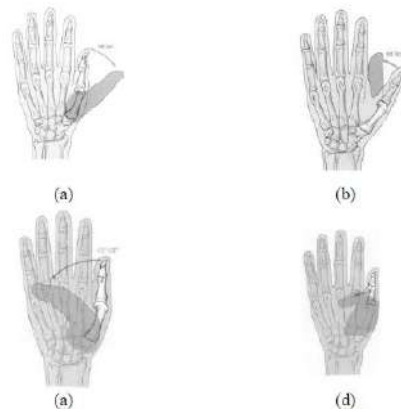


Figura 10.1: Movimientos del Dedo Pulgar [3].

Los estudios de la medida antropométrica del dedo pulgar para ambos sexos fueron hechos por [29], donde, la longitud promedio del dedo pulgar de la mano derecha de una mujer es de 63.5mm y de la mano izquierda es de 62.6mm de longitud.

Las medida estandar del dedo pulgar derecho de un hombre es 72.5mm de longitud y el dedo izquierdo de unos 72.4mm.

10.3. Movimiento del dedo Índice, Medio, Anular y Meñique

Como se mencionó en la sección 2.4, la flexión constituye la mayor parte del movimiento de las articulaciones de los dedos como se observa en la Figura 10.2:

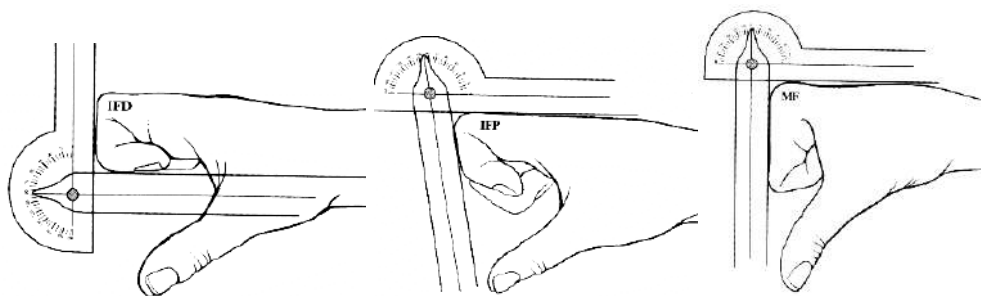


Figura 10.2: Movimientos MF, IFD, IFP

Las amplitudes de movimiento activo de los dedos de la mano en individuos se observan la Tabla 10.1, los estudios fueron hechos por [4].

		Índice	Corazón	Anular	Meñique
MF	Extensión (b)	22°	18°	23°	19°
	Flexión (c)	86°	91°	99°	105°
IFP	Extensión (b)	7°	7°	6°	9°
	Flexión (c)	102°	105°	108°	106°
IFD	Extensión (b)	8°	8°	8°	8°
	Flexión (c)	72°	71°	63°	65°

Tabla 10.1: Amplitudes de Movimiento Activo de los Dedos.

(b) Extensión medida con los dedos en extensión plena.

(c) Flexión medida tras cerrar el puño.

Para coger objetos, la mano debe adaptar su forma. De ahí, surge la necesidad de agarre del prototipo para diferentes objetos, los patrones funcionales a replicar de la mano son:

1. Agarre de Fuerza o agarre esférico como se observa en la Figura 10.3:

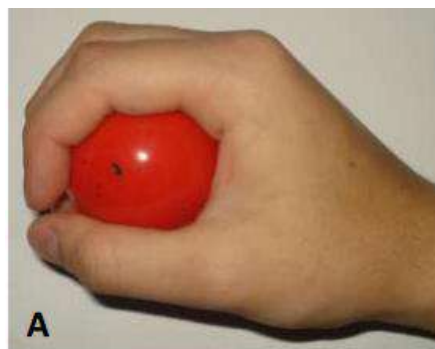


Figura 10.3: Agarre de Fuerza [4].

2. Agarre Cilíndrico o agarre de fuerza, se observa en la Figura 10.4:

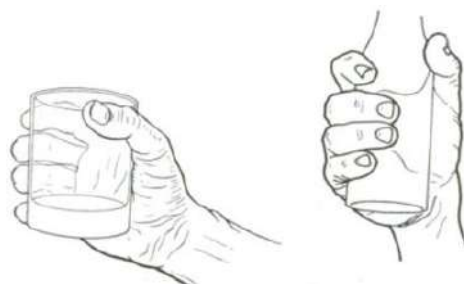


Figura 10.4: Agarre Cilíndrico

3. Agarre de punta, se observa en la Figura 10.5:



Figura 10.5: Agarre de punta

4. Agarre de gancho, se observa en la Figura 10.6:



Figura 10.6: Agarre de Gancho.

5. Agarre de Palma o agarre de precisión, se observa en la Figura 10.7:

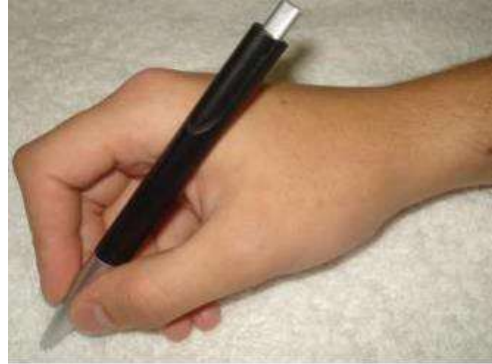


Figura 10.7: Agarre de Precisión

La mano estará unida al antebrazo mediante la muñeca, replicando la unión natural entre estos dos miembros mediante un eje estático. Los estudios de la medida antropométrica de los dedos índice, medio, anular y meñique fue hecho por [29] al igual que el ancho y largo de la mano. Las medidas para ambos sexos son:

Mujeres:

- Índice derecho: 91mm de longitud.
- Índice izquierdo: 90.7mm de longitud.
- Medio derecho: 100.4mm de longitud.
- Medio izquierdo: 99.2mm de longitud.
- Anular derecho: 94.4mm de longitud.
- Anular izquierdo: 94.2mm de longitud.
- Meñique derecho: 75.8mm de longitud.
- Meñique izquierdo: 75.9mm de longitud.
- Largo de la mano: 10.43cm de longitud.
- Ancho de la mano: 8.53cm de longitud.
- Espesor de la mano: 2.80cm de longitud.

Hombres:

- Índice derecho: 104.2mm de longitud.
- Índice izquierdo: 104.5mm de longitud.

- Medio derecho: 115mm de longitud.
- Medio izquierdo: 114.6mm de longitud.
- Anular derecho: 109.1mm de longitud.
- Anular izquierdo: 108.9mm de longitud.
- Meñique derecho: 88.5mm de longitud.
- Meñique izquierdo: 88.4mm de longitud.
- Largo de la mano: 11,2 cm de longitud.
- Ancho de la mano: 9,4 cm de longitud.
- Espesor de la mano: 3.5 cm de longitud.

10.4. El Antebrazo

El antebrazo como se ha mencionado en la sección 2.3, está compuesto por dos huesos estructuralmente fuertes, que son el radio y el cúbito, en el prototipo del brazo robótico, estos dos huesos serán reemplazados por una única estructura hueca pero maciza, en el interior del antebrazo del prototipo se ubicarán los servomotores que simulan a los músculos encargados de los movimientos de flexión, extensión de la mano y de los dedos.

También estará ubicado la batería que alimenta al sistema electrónico, como así la placa Arduino UNO y el Electromiógrafo que se hablará en el Capítulo 11.

Una observación importante que se debe resaltar en el prototipo es que siempre estará en posición neutral y los movimientos de supinación y pronación lo realizará el paciente de manera voluntaria, dichos movimientos se observa en la Figura 10.8:

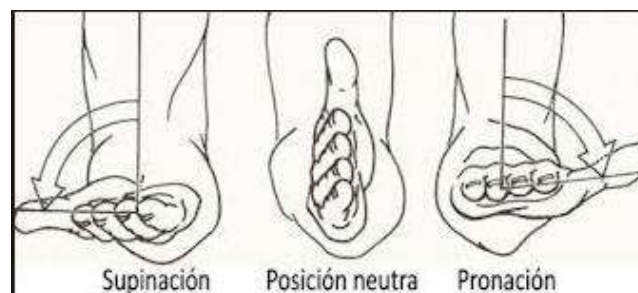


Figura 10.8: Posición Neutral, de supinación y pronación

Los estudios de las medidas antropométricas del ante brazo fue realizado por [30], las medidas en ambos sexos son:

En las mujeres la longitud promedio del antebrazo es de 22.5 cm y el de los hombres es de 29.5 cm.

CAPÍTULO 11

DISEÑO, CONSTRUCCIÓN E IMPLEMENTACIÓN DEL ELECTROMIÓGRAFO Y ADAPTACIÓN DE ELECTRODOS SUPERFICIALES

11.1. Introducción

A continuación se describirá el diseño, fabricación y construcción de una interfaz entre el miembro superior y el brazo robótico, dicha interfaz se denomina Electromiógrafo. El diseño se realizará mediante el software Proteus 7 Professional, en donde, se observarán las diversas etapas de amplificación y los filtros en el diseño del dispositivo, al igual, se realizará el diseño, fabricación y construcción del brazalete para ubicar los electrodos, además se realizarán los cálculos correspondientes a cada etapa de amplificación, filtrado y rectificación del dispositivo.

11.2. Etapa de Pre-Amplificación

11.2.1. Cálculos para la ganancia (G) del INA 128P para la señal EMG.

Para el cálculo de la ganancia de voltaje se reemplaza los valores en la ecuación 6.12 o 6.13.

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} = 1 + \frac{50.000\Omega}{200\Omega} = 251 \frac{V}{V}$$

La ganancia de voltaje del amplificador de instrumentación será de $251 \frac{V}{V}$.

11.2.2. Circuito Integrador Inversor con Condensador Flotante

Para la reducción de la componente de continua se realiza los siguientes cálculos, teniendo en cuenta que el circuito no se sature, modificando el circuito, añadiendo un filtro de pasa bajo inversor en un lazo de realimentación, cuya frecuencia de corte está dada por la ecuación 6.20.

Para la señal de interés se asume un ancho de banda de 0.1Hz a 100Hz y se diseña para tener una frecuencia de corte $f_c < 0.01Hz$, es decir, una década por debajo de la menor frecuencia de interés y con los valores $C_{int} = 100nF$ y $R_{int} = 1M\Omega$, con lo que se obtiene $f_c = 0.01Hz$.

El circuito del INA128 con la modificación correspondiente se observa en la Figura 11.1:

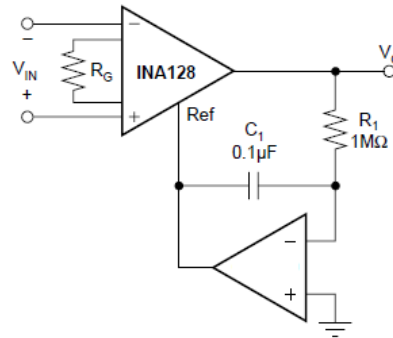


Figura 11.1: Circuito de Filtro Pasa Bajo Inversor.

De ésta manera, la componente de continua a la salida del INA128, pero con su fase invertida, se realimenta en la entrada *REF* del INA128, logrando así cancelar dicha componente. Con dicha modificación, se podrá pensar que al eliminar la componente DC, sería posible aumentar la ganancia *G* tanto como se deseara, teniendo en cuenta de que el circuito no se sature.

11.3. Implementación del Circuito RLD

El circuito del RLD, para los valores seleccionados, se calcula la ganancia y el ancho de banda del circuito mediante las ecuaciones 6.32 y 6.33.

$$G = \frac{R_1}{R_2} = \frac{390k\Omega}{10k\Omega} = 39 \frac{V}{V}$$

$$f_{BW} = \frac{1}{2\pi C_1 R_2} = 159.15 \text{ Hz}$$

La resistencia R de protección para el paciente, su valor es de $390k\Omega$, como menciona [17], más fórmulas y detalles sobre el INA 128 se encuentra el Apéndice B1.

11.4. Filtro Butterworth de 2º Orden - Elecciones de los componentes

Se opta por un filtro tipo Butterworth de segundo orden con la configuración tipo Sallen-Key, de forma a maximizar la respuesta "plana" en amplitud de la banda de interés. Con éste objetivo se diseña cada filtro de pasa alto y pasa bajo con ganancia unitaria en banda pasante y factor de calidad $Q = \frac{1}{\sqrt{2}} \approx 0.707$ con Amplificadores Operacionales LM358P cuyas características se encuentran en el Apéndice B.2.

Las elecciones de los componentes del Filtro Butterworth son las siguientes:

Filtro pasa alto

La frecuencia de paso es de unos $0.1Hz$ en adelante, para ello he colocado los componentes necesarios por medio de las siguientes fórmulas, la ecuación 6.23 tiene la siguiente característica:

$$H(s) = \frac{1}{(s)^2 + \frac{w_0}{Q}s + w_0^2} = \frac{s^2}{s^2 + 1.4142w_0s + w_0^2}$$

Particularizando para $f_c = 0.1Hz$, se tiene finalmente la función de transferencia deseada:

$$H(s) = \frac{s^2}{s^2 + 1.4144(0.1\pi)s + (0.1\pi)^2}$$

Para implementar físicamente ésta función de transferencia se va a usar la siguiente red activa de la Figura 11.2:

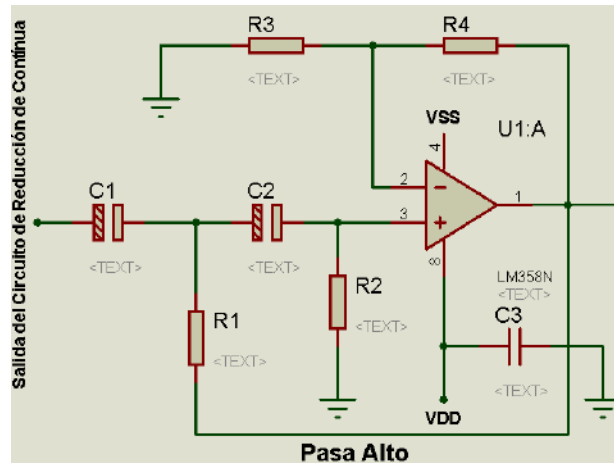


Figura 11.2: Filtro Pasa Alta.

La cual tiene la siguiente función de transferencia:

$$H(s) = \frac{A_v \cdot s^2}{s^2 + \frac{1}{RC} (3 - A_v)s + \frac{1}{R^2 C^2}}; A_v = \frac{R_3 + R_4}{R_3}$$

Comparando ésta función de transferencia con la función de transferencia deseada, se tiene:

$$\begin{cases} \omega_0 = \frac{1}{RC} \\ A_v = 3 - \sqrt{2} = \frac{R_3 + R_4}{R_3} = 1.585 \end{cases}$$

Para calcular el valor teórico de los componentes de la resistencia y capacitor se fija el valor de $C = 1\mu F$ y se reemplaza en las ecuaciones 6.24, 6.25 y 6.27 las variables, se tiene:

$$A_v = \frac{R_8}{R_7} + 1 = \frac{56K}{100K} + 1 = 1.56 \frac{V}{V}$$

$$Q = \frac{1}{3 - A_v} = 0.694 \approx 0.707$$

$$R_{1y2} = \frac{1}{2\pi f_c C} = \frac{1}{2\pi 0.1 \text{Hz} 1\mu\text{F}} = 1.6 \text{M}\Omega$$

A continuación se muestra en la Figura 11.3 el esquema definitivo con los correspondientes valores ajustados y finalmente montados.

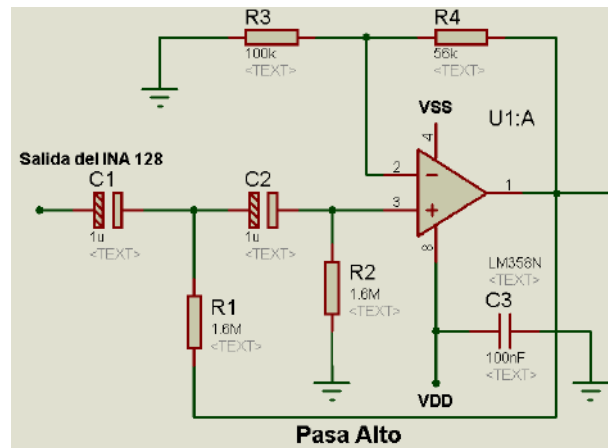


Figura 11.3: Circuito Pasa Alta con sus respectivos valores.

Filtro pasa bajo

Siguiendo la misma metodología que en el punto anterior y fijando una frecuencia de corte superior de 40Hz para eliminar la componente de 50Hz de la red, el filtro usado es uno normalizado de segundo orden como se había mencionado, el cual queda definido por la siguiente función de transferencia:

$$H(s) = \frac{\omega_0^2}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q}s + \omega_0^2}$$

Y particularizando para una determinada frecuencia de unos 100Hz se tiene:

$$\omega_0 = 2\pi f_0 = 2\pi 100 = 200\pi$$

$$H(s) = \frac{1}{\left(\frac{s}{200\pi}\right)^2 + 1.4142 \left(\frac{s}{200\pi}\right) + 1}$$

Luego, la función de transferencia final del circuito pasa bajo es:

$$H(s) = \frac{R_1 + R_1'}{R_1} * \frac{\left(\frac{1}{RC}\right)^2}{s^2 + \frac{3 - \left(\frac{R_1 + R_1'}{R_1}\right)}{RC} s + \left(\frac{1}{RC}\right)^2}$$

$$= \frac{\frac{R_1 + R_1'}{R_1}}{(RC)^2 s^2 + RC \left(3 - \frac{R_1 + R_1'}{R_1}\right) s + 1}$$

Que ajustando los valores de uno de los componentes, por ejemplo, el valor de $C = 100nF$ se determina el circuito de la Figura 11.4, con la frecuencia de corte deseada de $100Hz$ según las siguientes ecuaciones 6.24, 6.25 y 6.27:

$$A_v = \frac{R_8}{R_7} + 1 = \frac{56K}{100K} + 1 = 1.56 \frac{V}{V}$$

$$Q = \frac{1}{3 - A_v} = 0.694 \approx 0.707$$

$$R = \frac{1}{2 * 100Hz * \pi * 100nF} = 15.9k\Omega$$

Para el caso de una frecuencia de $40Hz$, el valor de R hubiera sido:

$$R = \frac{1}{2 * 40Hz * \pi * 100nF} = 39.8k\Omega$$

A continuación, en la Figura 11.4 se muestra el esquema montado con el ajuste de los valores de los componentes para el ejemplo de frecuencia de corte de $100Hz$.

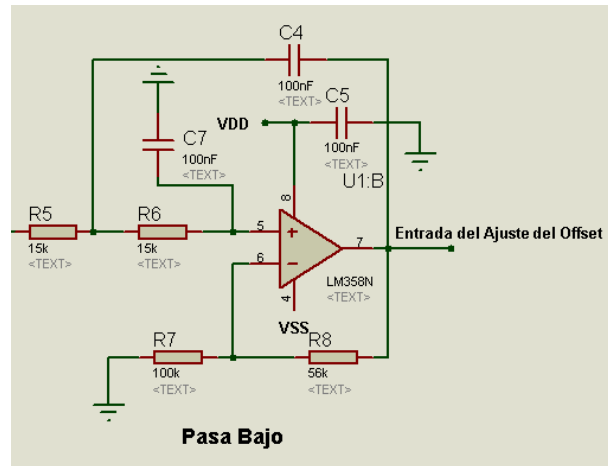


Figura 11.4: Circuito Pasa Baja.

En la Figura 11.5 se observa el circuito completo del Filtro Butterworth de segundo orden.

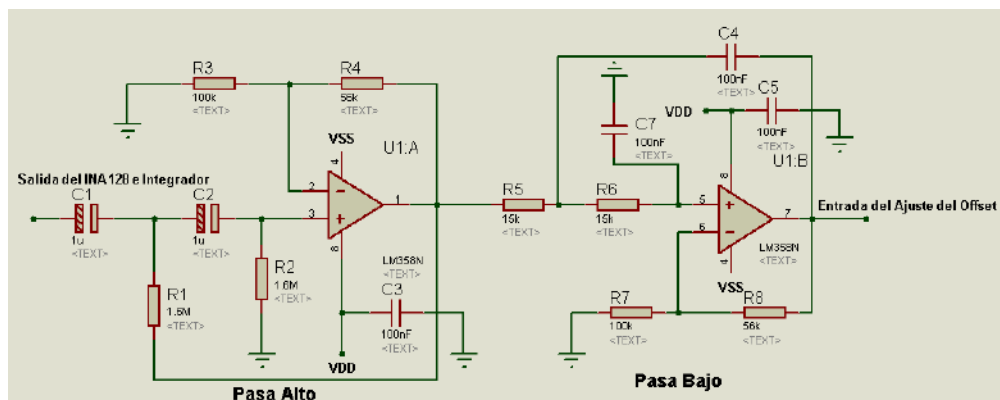


Figura 11.5: Circuito del Filtro Butterworth de 2º Orden.

11.5. Circuito de Ajuste del Offset

Como se había mencionado en la sección 6.4, el circuito de ajuste del offset lo que atenúa es la componente negativa de la señal continua que exista a la salida de la etapa de filtrado. En la Figura 11.6 se observa el circuito correspondiente y el Amplificador Operacional LM 358P.

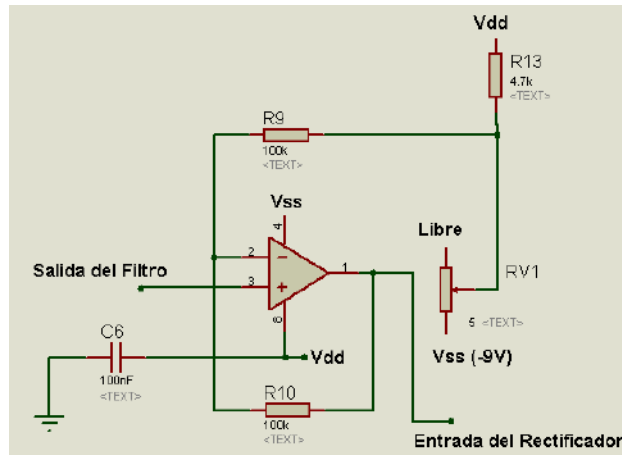


Figura 11.6: Circuito de Ajuste del Offset.

11.6. Fuente de Alimentación

Para alimentar a los servomotores, el Arduino y la placa Electromiográfica se utiliza tres baterías recargables son de 5V a 5600mAh, como se había mencionado, los servomotores se alimentan a una tensión máxima de 6V, dichos componentes se observan en la Figura 11.7.



Figura 11.7: Baterías Recargables.

Para aumentar el voltaje de 5V a unos 18V se utiliza un conversor DC a DC que permite elevar la tensión de entrada a un máximo de 35V, esto se realiza por el simple hecho de que nuestro sensor EMG necesita de una alimentación simétrica de unos +9V y -9V, para obtener estos valores es necesario utilizar un regulador de tensión LM7809 y LM7909, dichos reguladores van acoplados a un

circuito que comprende al famoso NE555 y componentes electrónicos pasivos, dichos circuitos se observa en la Figura 11.8.

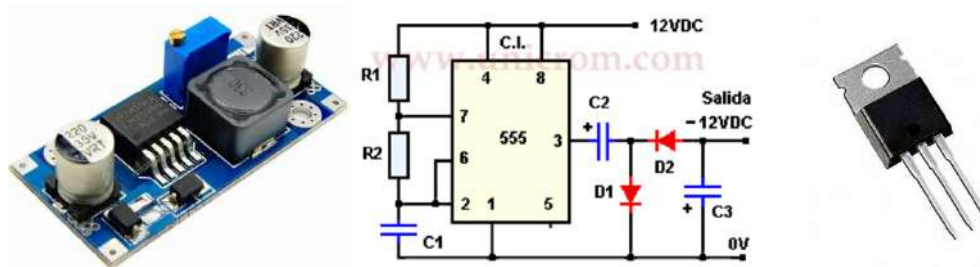


Figura 11.8: Circuito de Alimentación.

El convertor DC a DC eleva la tensión tomada del cargador portátil a unos 12V, éste voltaje es compartido al circuito compuesto por el NE555 y convierte dicha tensión de entrada a voltaje negativo del mismo valor. Los +12V y -12V deben ser reducidos a unos +9V y -9V, es ahí, donde el LM7809 y LM7909 realizan su trabajo.

11.7. Rectificador de precisión - Valores de los componentes

En ésta sección se detalla el criterio de selección de los componentes y los valores utilizados. El circuito se diseña para ser empleado con una fuente de alimentación simétrica.

Operacionales

Para los Amplificadores Operacionales se utiliza el integrado LM358P como se mencionó anteriormente, las características más relevantes se muestran la Tabla 11.1.

$f_T(MHz)$	$Slew\ Rate\ (\frac{V}{mV})$	$A_{OL}(\frac{V}{mV})$	$Ruido\ a\ 1kHz\ (\frac{nV}{\sqrt{Hz}})$
0.7	0.3	100	40

Tabla 11.1: Características de los operacionales utilizados.

Resistencias

Para evitar que la corriente de los diodos en reverso cause caída de voltaje apreciable es las resistencias y que el ruido térmico no sea considerable, el valor de las mismas debe ser tan pequeño como sea posible. Cuanto menor sea éste valor, mayor será la corriente que deben proporcionar los operacionales a su salida. Para cumplir con éste compromiso, las resistencias se seleccionan todas con un valor nominal de $1k\Omega$.

Dado que R_1 y R_2 deben tener el mismo valor, conviene tomarlas al 1% o menos, la tolerancia de R_3 no es crítica.

Capacitor

Dado que el LM358P tiene como $f_T = 0.7MHz$, se toma C_1 tal que su reactancia capacitiva será:

$$X_{C_1} = \frac{1}{2\pi f C} = \frac{1}{2\pi 0.7MHz C_1} \leq 100\Omega \quad (7.5)$$

Es decir:

$$C_1 \geq \frac{1}{2\pi 0.7MHz 100\Omega} = 2.27nF \quad (7.6)$$

Por tanto, se utiliza un capacitor teórico con un valor nominal $C_1 = 4.7nF$, pero en la implementación se utiliza un capacitor de $100nF$.

Diodos

Los diodos, junto con el Slew Rate del operacional A_1 y la amplitud de la señal de entrada, determinan el tiempo de respuesta del circuito ante un cambio en la polaridad de dicha entrada. Para disminuir la distorsión en la salida del circuito, se desea que éste tiempo de transición sea lo menor posible. Las características deseables de los diodos son:

- Baja caída de voltaje en polarización directa.
- Alta velocidad de Conmutación

- Baja capacitancia de juntura
- Baja corriente de fuga en polarización inversa

El diodo que cumple estas exigencias es del tipo 1N4148. El circuito final con sus valores nominales correspondientes se muestra en Figura 11.9.

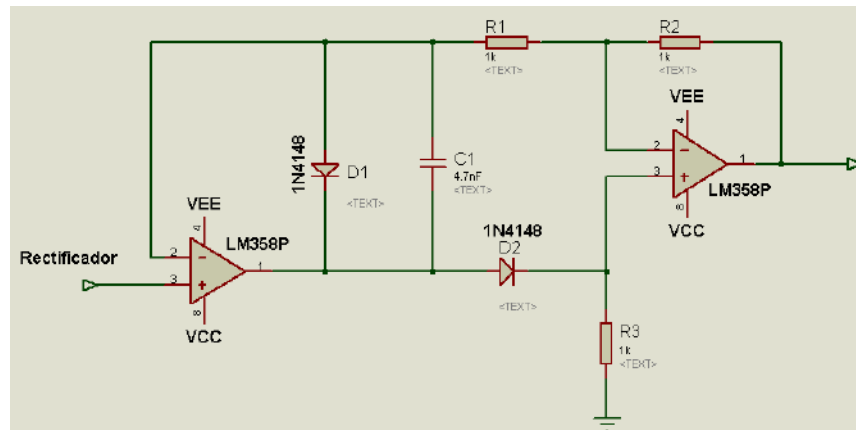


Figura 11.9: Circuito del Rectificador de precisión.

11.8. Circuito del Optoacoplador 4N35

En la Figura 11.10 se observa el circuito que compone un optoacoplador que tiene el trabajo de realizar una aislación eléctrica entre el sensor Electromiográfico y el microcontrolador, para evitar ruidos provenientes del Arduino.

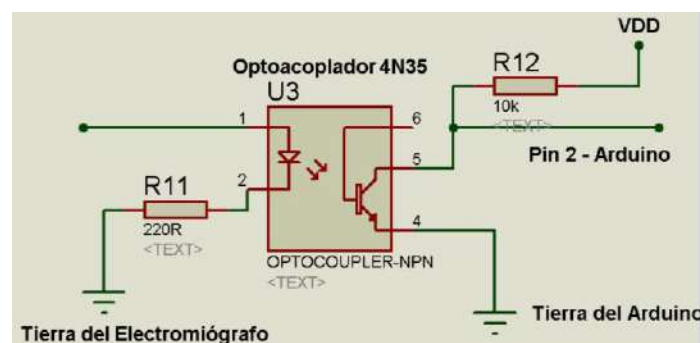


Figura 11.10: Circuito del 4N35.

11.9. Circuito del Electromiógrafo

En la Figura 11.11 se observa la unión de todas las etapas que conforman el Electromiógrafo.

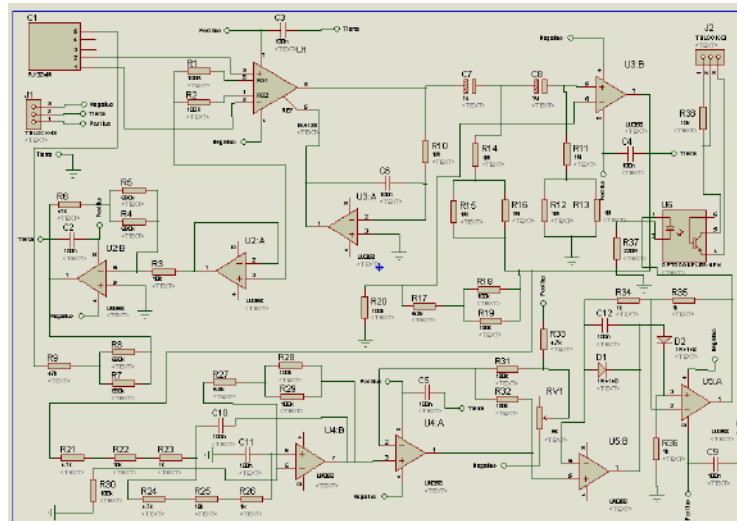


Figura 11.11: Circuito Electromiográfico.

11.10. Diseño de la placa Electromiográfica

Luego del proceso de diseño del dispositivo Electromiográfico, se implementó en un Protoboard, esto permite realizar pruebas y modificaciones al diseño de cada etapa a nivel de componentes.

En el Protoboard se realizaron varias pruebas para la obtención de los resultados esperados. En la Figura 11.12, se muestra las conexiones y componentes que hacen de esto el dispositivo Electromiográfico.

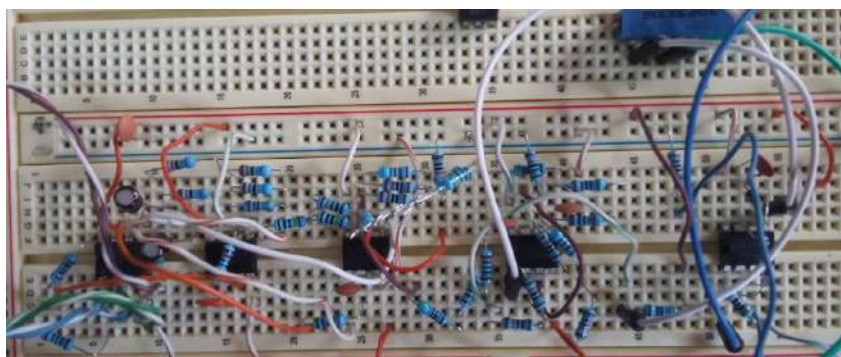


Figura 11.12: Circuito Electromiográfico en el Protoboard.

La placa PCB del Electromiógrafo fue diseñado mediante el software Proteus 7 Professional que es una aplicación CAD, dicho software posee tres módulos; ISIS, VSM y ARES, primeramente se realiza el esquema del circuito de manera virtual en ISIS para visualizar las posibles conexiones entre los componentes, los circuitos y las modificaciones que se puedan realizar, como así una simulación del circuito, como se observa en la Figura 11.13, mediante ARES podemos ver el circuito final en 3D y la ubicación de los componentes sobre la placa, como se observa en la Figura 11.14, antes de plasmar el diseño final a la placa de cobre.

Con el objetivo de disminuir el tamaño de la placa PCB, se creó dos caras opuestas de cobre, requiriendo vías de comunicación entre ambas placas, se observa en la Figura 11.15, la vía roja indica la cara superior de la placa y la de color azul la cara inferior o contrapuesta de la cara superior, las dimensiones finales son 81mm por 54mm, existen otras maneras de disminuir el tamaño de la placa y aumentar sus prestaciones, unas de las mejores alternativas sería el uso de componentes de montaje superficial (SMD), en el diseño se prevé el uso de conectores para los cables de los electrodos, fuente de voltaje y señal de salida, esta maniobra evita tener que soldarlos a la placa.

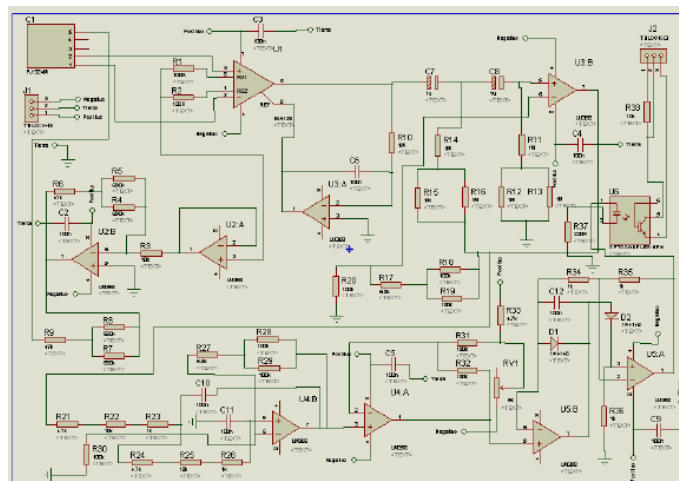


Figura 11.13: Circuito Electromiográfico, vista en ISIS de Proteus.

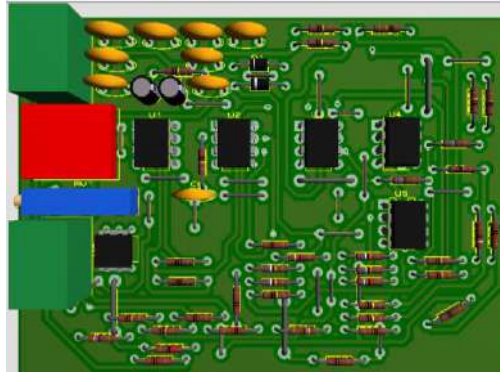


Figura 11.14: Vista en 3D de la Placa EMG.

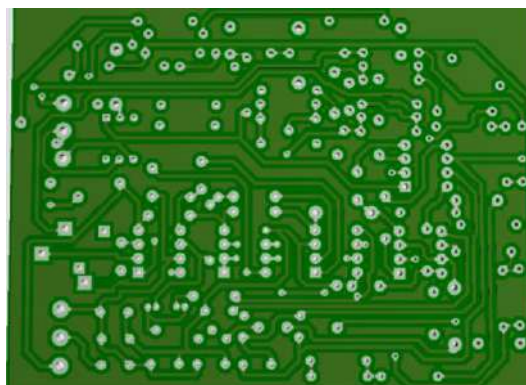


Figura 11.15: Cara Opuesta de la placa EMG.

11.11. Fabricación y Construcción de la Placa Electromiográfica

Una vez realizado la parte de diseño, se inicia la parte de impresión de los circuitos o pistas que compone la placa Electromiográfica, las pistas de la parte inferior de la placa se observan en la Figura 11.16.

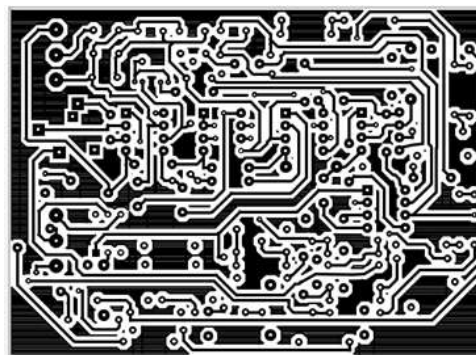


Figura 11.16: Parte Inferior del PCB.

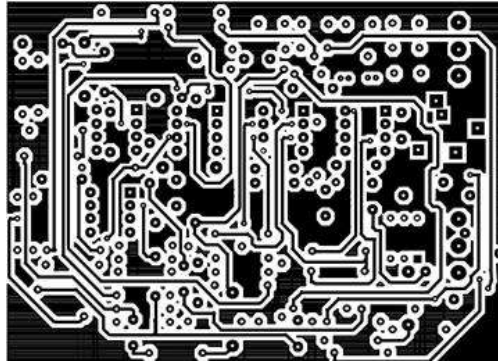


Figura 11.17: Parte Superior del PCB

La cara superior de la placa se observa en la Figura 11.17, como así, las ubicaciones de las resistencias, conectores, capacitores, amplificadores y el optoacoplador, en el Apéndice B.3 se tiene una tabla de valores de los componentes.

La transferencia de las pistas se procede de manera casera y se ejecuta en los siguientes pasos:

1. La impresión de la pistas de comunicación entre componentes se realiza sobre un papel fotográfico de color blanco, teniendo en cuenta las dos caras.
2. Una vez obtenida dicha transferencia de lo virtual a lo práctico se debe adosar dichas pistas a la placa de cobre.
3. Primeramente se debe ubicar la impresión sobre la placa de cobre, con las dimensiones ya mencionadas anteriormente, de manera a dejarlo estático.
4. Después de realizar el paso 3, se utiliza el método de planchado, que consiste en utilizar una plancha para ropa de uso doméstico, realizando la transferencia del papel a la placa de cobre, el contacto entre la plancha, el papel y la placa debe durar unos 15 minutos, de tal manera a asegurar una transferencia óptima en el paso de las pistas a la placa final de cobre, los movimientos de la plancha deben ser suaves en forma circular y cubrir todas las áreas.

5. Una vez realizado el paso 4, se introduce la placa en agua, para sacar los excedentes de papel y dejar al descubierto las pistas, corroborar que las pistas sobre el cobre están en condiciones deseadas, recubrir dichas pistas con un pincel marcador permanente especial, se hace para obtener una mayor fijación de las pistas sobre el cobre, éste método es muy recomendado ya que evita imperfecciones a la hora de realizar el paso siguiente.
6. Una vez realizado el paso 5, se pasa a la parte de reducir el excedente de cobre que posee la placa. Éste resultado se obtiene mediante un ácido denominado cloruro férrico o percloruro de hierro, éste ácido no desintegra la parte cubierta de la pista, si no, la parte expuesta del cobre, dejando así las pistas de comunicación entre componentes. La placa se debe dejar reposar dentro del ácido por unos 5 a 10 minutos con ligeros movimientos y comprobar que solo quedan las pistas.
7. Obteniendo los resultados del paso 6, se procede a sacar la placa del ácido y poner en agua dentro de un recipiente para remover el recubrimiento de la pista, se recomienda sacar dichos recubrimientos con ligeros movimientos de la mano o con un cepillo de dientes en desuso.
8. Una vez obtenido los resultados del paso 7, se pasa a la parte de perforación de la placa para la inserción de los componentes en sus respectivos lugares. Las perforaciones se realizan con un taladro con mecha especial para placas electrónicas, también se puede pintar dicha placa para mayor estética, un paso importantes es retirar la capa invisible de grasa que posee la placa con alcohol isopropílico para mejor adherencia de la soldadura.
9. Una vez ubicados todos los componentes se pasa a la parte de soldadura y la ubicación final de los componentes que conforman el dispositivo Electromiográfico, la lista de los componentes se encuentra en el Apéndice B.3.
10. En éste paso se realiza el testeo, uso y funcionamiento del dispositivo Electromiográfico en la obtención de las señales EMG provenientes de un

paciente, obteniendo resultados similares a las pruebas realizadas en el Protoboard.

11. En la Figura 11.18 se observa la placa PCB del electromiógrafo culminado.

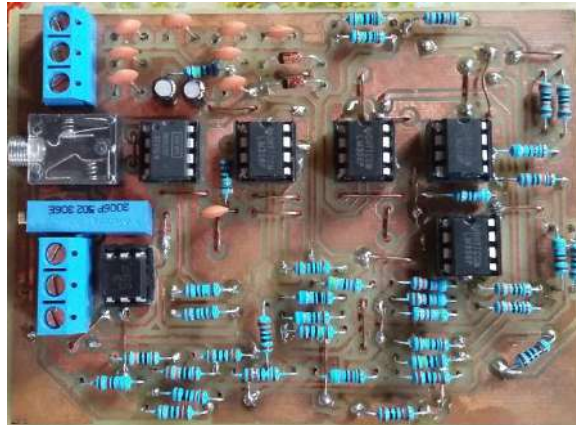


Figura 11.18: Sensor Electromiográfico

Como se habría mencionado anteriormente, las señales Electromiográficas es de cada quien, y el objetivo más importante en el diseño, construcción e implementación de éste dispositivo, es tener un electromiógrafo estándar para cualquier tipo de paciente o individuo que utilice el prototipo.

11.12. Diseño, Construcción y Adaptación de los Electrodo.

Se realizan cambios en cuanto al tipo de electrodos usados, anteriormente se usaron los electrodos de plata cloruro de plata ($Ag/AgCl$), estos electrodos son desechables y vienen con una capa gel conductor que se encarga de mejorar el contacto entre la piel y el metal. La desventaja presente en éste tipo de electrodos es su uso limitado, ya que solo se usan una vez y usarlos por un largo periodo de tiempo proporciona que la orilla auto adherible con la que cuenta pierda su adherencia y con esto se caiga del cuerpo, limitando así los registros, es por esta razón que se adquirieron electrodos secos de superficie de acero inoxidable. Estos electrodos tienen forma rectangular como se muestran en la Figura 11.19:



Figura 11.19: Electrodo de Acero Inoxidable.

En total son tres los electrodos los que se consiguieron, el electrodo inversor, el no inversor y el de referencia. Estos electrodos fueron montados en una banda elástica para ajustar alrededor del brazo, se observa en la Figura 11.19.

La distancia de separación entre el electrodo inversor y no inversor fue de 2cm (20mm), se trató de usar la distancia de separación más pequeña posible, ya que de esta forma se obtiene una mejor selectividad. También se hicieron modificaciones en cuanto a la ubicación del electrodo de referencia, el cual en el prototipo anterior se colocaba en el codo, en ésta ocasión fue colocado en el centro del músculo tríceps, tal como se observa en la Figura 11.20.

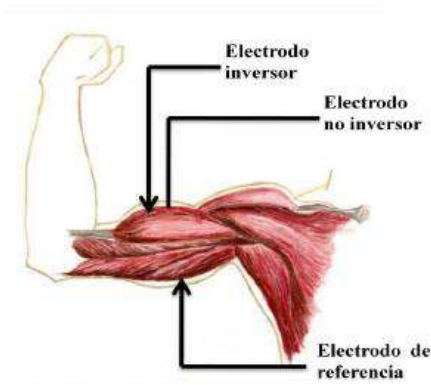


Figura 11.20: Posición de los Electrodos en el Miembro Superior.

CAPÍTULO 12

DISEÑO, CONSTRUCCIÓN E IMPLEMENTACIÓN DE LA MANO ROBÓTICA

12.1. Introducción

Con el objetivo de replicar los movimientos del miembro superior del cuerpo humano mencionado en el Capítulo 10, inicialmente se realiza un estudio en cuanto al diseño, resistencia a la compresión del material a elegir al igual que la elasticidad, el peso, la estética, la temperatura a que soporta, costo del mismo y el material adecuado para estas exigencias, los cuales se muestran de manera ilustrativas.

Posteriormente se muestra un diseño de la Mano Robótica elaborado por el diseñador Francés Gael Langevin, modificado por [31] y para la impresión del prototipo se implementa el uso de una Impresora 3D.

Al final del capítulo se presenta el prototipo terminado con sus diferentes partes que lo conforman. También se presenta una tabla comparativa de precios de los brazos robóticos en el mercado.

12.2. Etapa de Ingeniería

En la etapa de diseño se tiene en cuenta las medidas antropométricas del miembro superior de un hombre y una mujer ya mencionadas en el capítulo 10. De tal manera, se utilizó el diseño para el prototipo de la página web Thingiverse modificado por [31] del original InMoov de Gael Langevin [32] como se había mencionado.

Inicialmente, se tiene en cuenta 4 materiales para la estructura o cuerpo del prototipo, se realizan los mismos estudios y en las mismas condiciones. Los materiales son: plástico ABS, plástico PLA, resina dura y resina estándar.

El PLA (Ácido poli-láctico) o Poliéster

El estudio consiste en la resistencia a la compresión del material mediante el giro en un torno, empezando con el plástico PLA o poliéster, como se observa en la Figura 12.1:



Figura 12.1: Plástico PLA.

En la Figura 12.2, se observa que al realizar solo 2 vueltas el material se quiebra.



Figura 12.2: Quiebre del plástico PLA en 2 vueltas.

El segundo se tiene en cuenta las propiedades del PLA, los beneficios, las contras y aplicación, ésta información se brinda en [33] y [34].

El costo del material es similar al ABS, pero más costoso que los otros dos materiales que se van a estudiar.

Plástico ABS (Acrilonitrilo butadieno estireno)

El estudio consiste en la resistencia a la compresión del material mediante el giro en un torno, empezando con el plástico ABS, como se observa en la Figura 12.3:



Figura 12.3: Plástico ABS.

En la Figura 12.4, se observa que se realizó más de 4 vueltas para el quiebre del material.



Figura 12.4: Quiebra del plástico ABS a más de 4 vueltas.

Los beneficios, aplicaciones, desventajas y sus propiedades del plástico ABS se encuentran en [35] y [36]. El costo del material es similar al PLA, estos dos materiales son los más comunes para la impresión en 3D.

Resina Estándar

El estudio consiste en la resistencia a la compresión del material mediante el giro en un torno, empezando con la resina estándar, como se observa en la Figura 12.5:



Figura 12.5: Resina Estándar.

En la Figura 12.6, se observa que la resina sólo resiste 1.5 vueltas antes de quebrarse en dos partes y se esparzan sus fragmentos.



Figura 12.6: Quiebre la resina estándar a sólo 1.5 vueltas.

La resina estándar es más costosa que los plásticos ABS y PLA, haciendo que su uso sea menos implementada.

En cuanto a sus propiedades, aplicaciones, desventajas y beneficios se encuentran en [37].

Resina Dura

El estudio consiste en la resistencia a la compresión del material mediante el giro en un torno, empezando con la resina dura, como se observa en la Figura 12.7:



Figura 12.7: Resina Dura.

En la Figura 12.8, se observa la resina dura, soporta más de 4 vueltas al igual que el plástico ABS antes de quebrarse.

El conjunto que conforma a la muñeca se observa en la Figura 12.10.

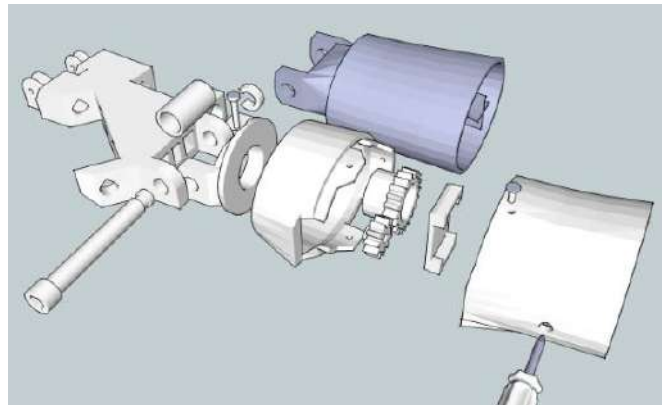


Figura 12.10: Conjunto que conforma la Muñeca.

El diseño del antebrazo se observa en la Figura 12.11 en una imagen 3D.

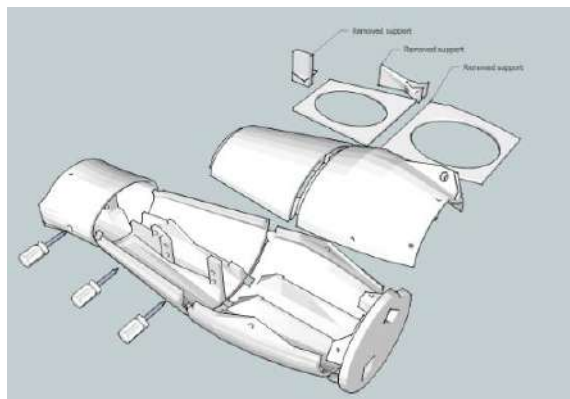


Figura12.11: Antebrazo del Prototipo en 3D.

La ubicación de los 3 servomotores se empotra al antebrazo mediante una estructura dura y firme que facilita la posición de manera ordenada de dichos servomotores, se observa en la Figura 12.12.

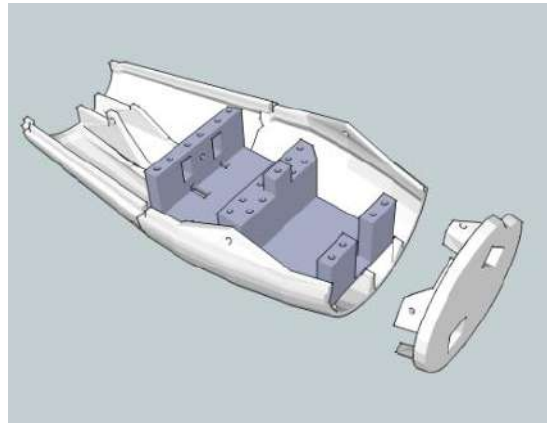


Figura 12.12: Posición de los Servomotores en el interior del Antebrazo.

La ubicación de las partes que componen la muñeca y el ante brazo, se observa en la Figura 12.13.

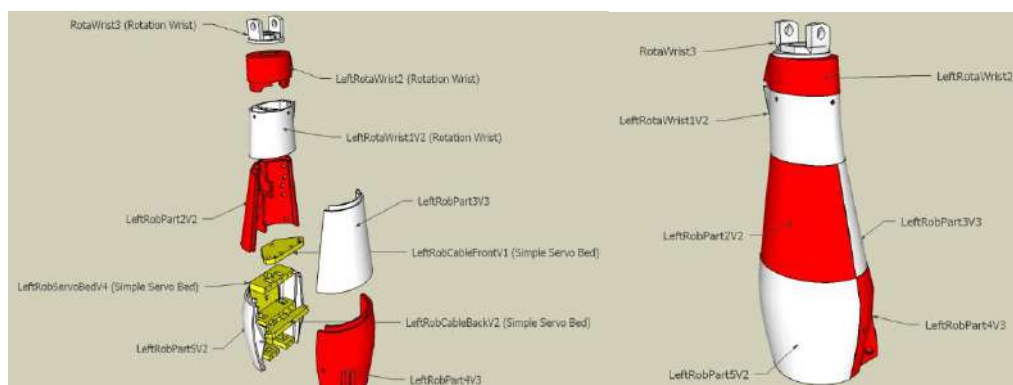


Figura 12.13: Presentación de las partes del Antebrazo.

Para la impresión de las partes del prototipo se utiliza como interfaz de comunicación entre la impresora 3D y la computadora un software llamado Repetier Host, que procesa la información descargada con una extensión tipo “.stl” y que hace posible observar dicha información, tener a mano y en tiempo real el proceso de impresión e ir observando cada etapa a nivel virtual, se observa en la Figura 12.14, la plataforma de visualización del diseño a imprimir.

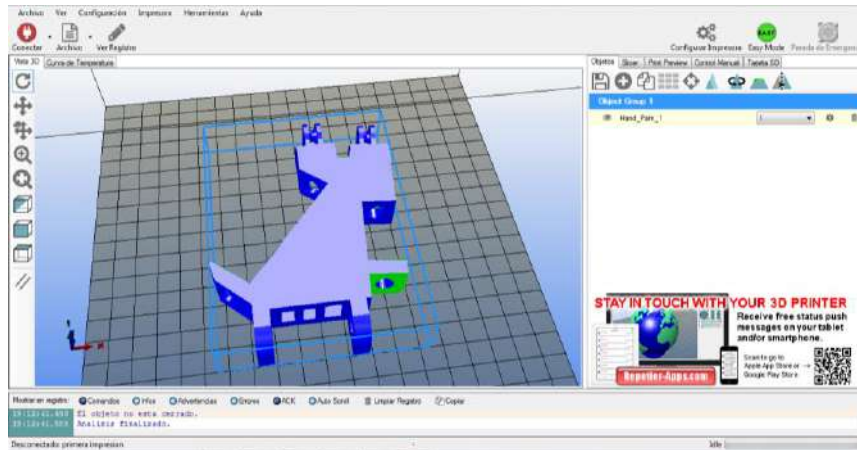


Figura 12.14: Visualización del diseño en 3D a imprimir.

Todas las partes que forman parte del prototipo, siguen ésta secuencia de impresión, variando el tiempo de impresión, en la Figura 12.15 se observa la impresora 3D utilizada.

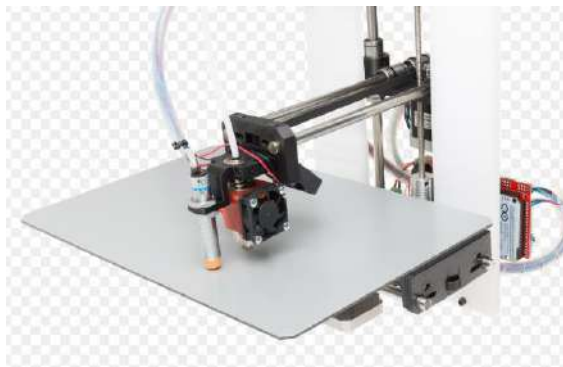


Figura 12.15: Impresora 3D.

Una vez culminado las impresiones, se llega a la parte de ensamblar el prototipo, incluir todos los servomotores, la electrónica y calibrar los movimientos para un buen desenvolvimiento en la vida real.

En la Figura 12.16 se observa las partes a ensamblar de la mano.



Figura 12.16: Partes de la Mano a ensamblar.

En la siguiente Figura 12.17, se observa la mano del prototipo ensamblada completamente.

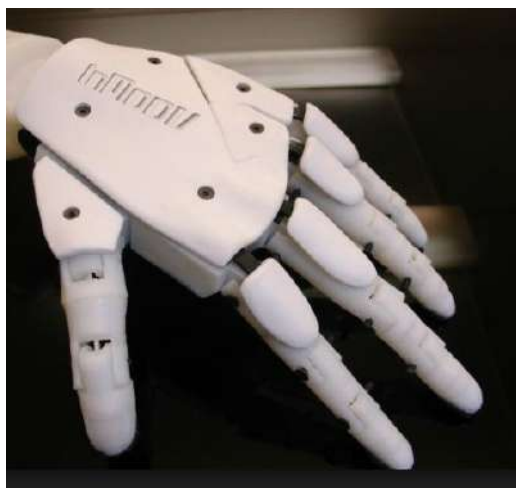


Figura 12.17: Mano del Prototipo ensamblado completamente.

En éste punto se realiza el ensamblaje de la muñeca, se observa en la Figura 12.18.



Figura 12.18: Ensamblaje de la Muñeca a la mano.

En la Figura 12.19, se observa las partes impresas del antebrazo. Y la ubicación de los motores.

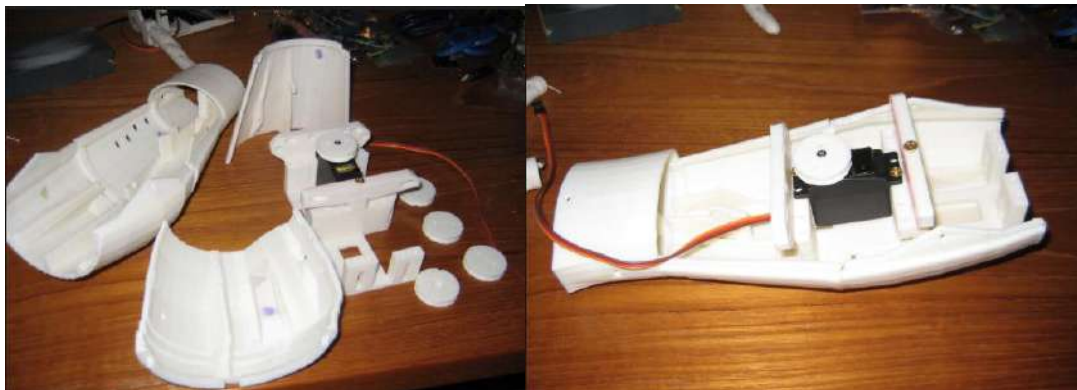


Figura 12.19: Partes del Antebrazo y la Ubicación de los motores.

Presentando todas las partes del brazo robótico se llega a la siguiente Figura 12.20.



Figura 12.20: Presentación de todas las partes del Brazo Robótico.

12.4. Comparativa de precios de Brazos Robóticos

Fabricantes	Procedencia	Costo del Mercado (A)	Costo del prototipo de este proyecto (B)	Diferencias de Costos	%B/A
Exii	Japón	\$ 12.516	\$ 721,89	\$ 11.794,11	5,77
Open Bionics (Dexus)	Reino Unido	\$ 2.000	\$ 721,89	\$ 1.278,11	36,09
Luke Arm (DARPA)	Estados Unidos	\$ 50.000	\$ 721,89	\$ 49.278,11	1,44
Konami	Japón	\$ 90.000	\$ 721,89	\$ 89.278,11	0,80
(CITA)	Paraguay	\$ 1.000	\$ 721,89	\$ 278,11	72,19
Probionics	México	\$ 8.000	\$ 721,89	\$7.278,11	9,02
Mechate Hand	Custom Enterta Inment Solutions	\$ 988	\$ 721,89	\$ 266,11	73,07
Dextrous Hand	Shadow Robot Company Ltd.	\$ 75.000	\$ 721,89	\$ 74.278,11	0,96

Open Arm v.2.0	Universidad de Stanford	\$ 5.000	\$ 721,89	\$ 4.278,11	14,44
Gifu Hand III	Japón	\$ 70.000	\$ 721,89	\$ 69.278,11	1,03
Dripper Adaptable	Canadá	\$ 25.000	\$ 721,89	\$ 24.278,11	2,89
Sandia Hand	Sandia Laboratorios Nacionales	\$ 10.000	\$ 721,89	\$ 9.278,11	7,22
Brazo DEKA	DEKA Researon y Development Corporation	\$ 100.000	\$ 721,89	\$ 99.278,11	0,72
H1 – 1000 Mano	Robot Hand Animatronic RC/Comp.	\$ 750	\$ 721,89	\$ 28,11	96,25

Tabla 12.1: Comparativa de precios del Prototipo con los del mercado.

Los valores en la Tabla 12.1 representan la comparación de precios del prototipo a un costo de 721,89 US\$ respecto a de los demás fabricantes, la diferencia de costos se atribuye a la diferencia entre el costo del mercado y el costo del prototipo, el resultado de la diferencia se observa en la columna cinco de la tabla mencionada, estas diferencias monetarias se representan también en forma porcentual (%), como se observa en la columna seis. El precio que atribuye al proyecto es menor a los presentados por diversos fabricantes, demostrando así la rentabilidad del proyecto en el ámbito nacional e internacional.

V. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este proyecto final de grado se presenta el diseño, construcción e implementación de un brazo robótico controlado por señales mioeléctricas usando electrodos secos, los cuales resultan más convenientes que los electrodos desechables de Ag/AgCl debido a que pueden reutilizarse, estos electrodos son capaces de captar las señales EMG sin mayor problema. Se observaron variaciones de las señales EMG, las cuales son dependientes de la posición, ubicación, tamaño y material de los electrodos con los que son registradas, de igual manera, estas señales ganan amplitud conforme se aplica más fuerza sobre el musculo en el cual se realiza el registro.

La idea del sensor EMG es que sea capaz de adquirir información de los impulsos eléctricos de más de un músculo, es por esta razón que se optó por usar tres electrodos para monitorear a un grupo muscular del brazo, en este caso en particular, el músculo bíceps y el músculo tríceps, esto con la intención de que se tenga una diferencia de potencial para ejecutar algún movimiento complejo, por ejemplo, flexiones, estirar o cierre de la mano.

En lo que respecta a la construcción del brazo robótico, se utilizó componentes que sean fáciles de conseguir, se optó por el plástico ABS por fácil implementación, se aplicaron componentes principalmente de la empresa Texas Instruments para el sensor EMG, ya que presentaba muchas opciones en cuanto a chips para diseños analógicos.

Los movimientos del brazo robótico fueron replicados con éxito, dichos movimientos se presentan en el Capítulo 10.

VI. CONCLUSION

En el proceso de diseño, construcción e implementación de una prótesis mioeléctrica se han trazado varios objetivos y obteniendo distintos resultados durante la solución a cada problema encontrado.

Se ha implementado un sistema de patrones para determinar, los movimientos del miembro superior humano a replicar, en particular el de la mano, facilitando la aplicación de ésta información en las etapas posteriores al proyecto. Las señales provenientes de los músculos fueron analizados de forma a conocer los valores en voltaje que producen al estimular un grupo de músculos, siendo estos los bíceps y tríceps.

Se ha diseñado y desarrollado un sensor EMG encargado de la recepción de las señales provenientes de los músculos en cuestión, logrando obtener las características necesarias de la señal para ser procesadas y acondicionadas por el controlador.

En lo que respecta al diseño del prototipo mediante software se ha adquirido los planos descargados de la Internet provenientes del diseñador francés Gael Langevin distribuidas de forma gratuita y realizando ciertas modificaciones que asimilen las medidas antropométricas de una persona con estatura promedio.

Los materiales, controladores y actuadores se ha seleccionado de forma a que cumplan los requisitos técnicos-económicos y haciendo uso de una impresora 3D para la impresión de la estructura física del brazo robótico en plástico ABS, el Arduino UNO realiza el trabajo del controlador acondicionando y procesando las señales de salida acorde a las señales de entrada, realizando varias tareas programadas, estimulando a los tres servomotores para efectuar algún movimiento condicionado. Al final se crea un proceso de comprobación, validación y funcionalidad del prototipo ensamblado completamente recibiendo los datos de los músculos estudiados, donde el usuario puede gestionar las condiciones de movimiento del brazo robótico.

Haciendo un balance, se han alcanzado los objetivos trazados al inicio del proyecto, permitiendo así la culminación de forma exitosa.

VII. RECOMENDACIONES

En base a lo registrado en el proceso de diseño, construcción e implementación del brazo robótico, se realizan las siguientes recomendaciones:

- Cambiando el diseño mecánico del dedo pulgar se obtendría un aumento considerable de la funcionalidad de la prótesis.
- Se recomienda el uso del sensor de presión FSR, porque ello permite detectar la forma del objeto a manipular.
- El uso de dispositivos con tolerancia alta produce la incertidumbre de la respuesta del sistema. Es por eso que se recomienda realizar mediciones de los componentes tan elementales como las resistencias y capacitores de la línea de transmisión a fin de poder conseguir mayor precisión y estabilizar la señal EMG.
- Se recomienda la búsqueda de un material que sea más liviano, pero lo suficientemente resistente para soportar el peso y los esfuerzos que la persona le genere a la prótesis.
- La alimentación tanto para el sensor EMG, el Arduino y los servomotores deberían de ser independientes para evitar los ruidos eléctricos.
- Se recomienda diseñar el sensor EMG con los componentes SMD para reducir el tamaño de la tarjeta, mejorando la estética de la prótesis.
- Tomar la señal de un musculo grande con una gran cantidad de fibras y ubicando los electrodos en puntos centrales del músculo garantiza una señal clara y fuerte.
- Para el diseño de una estructura de prótesis de mano en ambiente CAD se debe tener en cuenta la relación que poseen entre piezas basados en el grado de libertad de éstas.

VIII. BIBLIOGRAFIA

- [1] L. R. Liard, Anatomía Humana, Anzures México D.F: Editorial Médica Panamericana , 1989.
- [2] Emiliano Martinez Contreras, «El Cuerpo Humano,» 15 noviembre 2011. Available: http://anatomia-cuerpo-humano.blogspot.com/2011_11_01_archive.html. [Último acceso: 18 Diciembre 2016].
- [3] Molina Mena Mariela Anabel, Sacho Culcay Johana Jazmina , Diseño y Construcción de un Exoesqueleto de GDL para potenciar las capacidades en personas que han perdido la movilidad parcial del miembro superior derecho, Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica de la Universidad de las Fuerzas Armadas EPE Extensión Latacunga .
- [4] Dr. Emilio L. Juan García, Los Dedos de la Mano, www.traumazaragoza.com.
- [5] Michael H. Ross, PHD y Wojciech Pawlina, MD , Hisologia, Texto y Atlas color con Biología Celular y Molecular, Buenos Aires : Editorial Medica Panamericana , 2010.
- [6] «Fisioterapia Online - Todo sobre fisioterapia,». Available: <https://www.fisioterapia-online.com/articulos/de-que-esta-formado-el-musculo>. [Último acceso: 19 Diciembre 2016].
- [7] Jorge Brazeiro, Sabrina Petraccia, Matías Valdés, Mano Controlada por Señales Musculares, Montevideo, Domingo 6 de septiembre del 2015.
- [8] Irving Aaron Cifuentes González, Diseño y Construcción de un Sistema para la Detección de Señales Electromiográficas, Mérida , Yucatán , septiembre 2010.
- [9] Juan Enrique Arguelles Morales y Liliana Berenice Mondragón Gómez , Diseño y Construcción de un entrenador Mieléctrico, México, 2011.
- [10] Rafael Barea Navarro, «Electromiografía,» de *Instrumentación Biomédica* , p. 1 al 14 .

- [11] Leidy Carvajal, Diseño de un Método para Capturar Señales Mieléctricas de Miembros Superiores, Florencia, Caquetá , 2005.
- [12] Stanford Children`s Health. Available: <http://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=anatomadelapiel-85-P04436>. [Último acceso: 21 Diciembre 2016].
- [13] Nadia W. y Matías Ducasa, «Anatomía Práctica,» 03 Marzo 2014. Available: <https://anatomiapractica.wordpress.com/2014/03/03/tegumento-comun-la-piel/>. [Último acceso: 21 Diciembre 2016].
- [14] «NEUROLINE,». Available: <http://www.neuroline.es/ElectrodoSuperficieDesechable.html>. [Último acceso: 21 12 2016].
- [15] Javier Villamizar Pinzón M.Sc, Brazo Robótico controlado por Electromiografía, Meta, Colombia , diciembre de 2012.
- [16] Darwin Javier Frias Llerena , Módulo Didáctico de Evaluación y Registro de la Actividad Eléctrica Producida por los Músculos mediante Electromiografía, para el Laboratorio de Instrumentación Biomédica de la Universidad de las Fuerzas Armadas, Latacunga, 2015.
- [17] T. Instruments, «Texas Instruments,» 2016. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>.
- [18] Texas Instruments Incorporated By Thomas Kugelstadt , «Getting the most out of your instrumentation amplifier design,» de *Amplifiers: Op Amps*.
- [19] Texas Instruments , «Active Filter Design Techniques,» de *Op Amps for Everyone*, p. Capitulo 16.
- [20] Ruben Garcia Coronado, «Diseño de un ECG,» 27 Mayo 2015.
- [21] E. Libre, «Wikipedia,» 11 Diciembre 2016. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Driven_right_leg_circuit. [Último acceso: 11 Diciembre 2016].

- [22] All Electronics, «YouTube,» 29 11 2012. Available: <https://www.youtube.com/watch?v=n3G3fpQIEGY>. [Último acceso: 01 11 2016].
- [23] Emilio Lledó Sánchez, Diseño de un sistema de control domótico basado en la plataforma Arduino, Valencia , Diciembre de 2012.
- [24] Rafael Enríquez Herrador, Guía de Usuario de Arduino, Córdoba, 13 de noviembre de 2009.
- [25] José Manuel Ruiz Gutiérrez, Manual de Programación Arduino, San Francisco - California : Licencia de Creative Commons, 2007.
- [26] UTFSM, Servomotores, 2003.
- [27] HomoFaciens, «Servos - principio de funcionamiento y tipos de fabricación casera,». Available: <https://www.youtube.com/watch?v=v2jpnYKPH64>. [Último acceso: 26 12 2016].
- [28] NoMADA, Especificaciones Técnicas del Servomotor Futaba, Guadalupe, Zacatecas, México., 04/2015.
- [29] Prof. Dr. Octavio Binignat Gutiérrez / Universidad Autónoma de Chile , «International Journal of Morphology,» Aspectos Biométricos de la Mano de Individuos Chilenos, 07 02 2012. Available: http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-95022012000200040. [Último acceso: 14 01 2017].
- [30] Juana M^a Rabat Restrepo / Isabel Rebollo Pérez, INSTRUCCIONES PARA MEDIDAS ANTROPOMETRICAS, Unidad de Nutrición Clínica y Dietética. Hospital U. Virgen Macarena de Sevilla.
- [31] P. Roper, «Thingiverse,» InMoov Hand (modified), 10 Junio 2016. Available: <http://www.thingiverse.com/thing:1252293>. [Último acceso: 15 08 2016].
- [32] Gael Langevin, «InMoov OPEN SOURCE 3D PRINTED LIFE-SIZE ROBOT,». Available: <http://inmoov.fr/hand-and-forarm/>. [Último acceso: 05 08 2016].

- [33] «MakeItFrom.com,» 08 06 2016. Available:
<http://www.makeitfrom.com/material-properties/Polylactic-Acid-PLA-Polylactide/>. [Último acceso: 11 11 2016].
- [34] Miguel Ampudia Castro, «dima 3D printers,» 17 Febrero 2015. Available:
<http://www.dima3d.com/pla-material-interes-y-consejos-de-impresion-3/>.
- [35] «Wikipedia,» 10 enero 2017. Available:
https://es.wikipedia.org/wiki/Acrilonitrilo_butadieno_estireno.
- [36] «Tecnología de los Plásticos,» 8 junio 2011. Available:
<http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2011/06/abs.html>.
- [37] François de Dardel, «Propiedades de las resinas,» 06 noviembre 2015.
Available: http://dardel.info/IX/resin_properties_ES.html.
- [38] César Augusto Quinayás Burgos , Diseño y Construcción de una Prótesis Robótica de Mano Funcional Adaptada a Varios Agarres, Popayán, Enero de 2010.
- [39] Arduino, «Arduino.cc,». Available: www.Arduino.cc. . [Último acceso: Diciembre 2016].
- [40] C. 3, Procesamiento Digital de las señales Mioeléctricas, México:
http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/mari_r_y/capitulo3.pdf.
- [41] S. Smith, "The Scientist & Engineer's Guide to Digital Signal Processing", California Technical Pub, 1997.
- [42] Juan Ricardo Clavijo Mendoza , Diseño y Simulación de sistemas microcontrolados en Lenguaje C.

IX. APÉNDICE

Apéndice A: Resumen ejecutivo

Apéndice A.1: Determinación de los Costos del Prototipo

En el presente apartado se valora y contabilizará los costos monetarios a los que se incurriría en la ejecución del proyecto. Para esto tenemos en cuenta los costos detallados de los cinco aspectos, que son: mecánico, electrónico, el diseño y análisis matemáticos, la impresión en 3D de las partes del brazo robótico y la mano de obra.

Aspectos Mecánicos

Primeramente consideraremos el aspecto mecánico, en la Tabla A.1.1 se observa los costos de los materiales para la estructura mecánica (piezas) del prototipo, también para la fabricación de la placa del sensor EMG.

Componente	Partes	Precio Parcial (Gs)	Costo (Gs)
Dedos	5	20.000	100.000
Palma	1	50.000	50.000
Muñeca	1	50.000	50.000
Antebrazo	5	40.000	200.000
Estructura para los servos	1	50.000	50.000
Cara opuesta de la palma	1	50.000	50.000

Tornillos	15	10.000	10.000
Servomotor	3	38.500	115.500
Goma Eva	1	5.000	5.000
Filamento ABS	1 Rollo	200.000	200.000
Hilo	1 Rollo	15.000	15.000
Pincel para placas	1	17.500	17.500
Placa de cobre	2	70.000	140.000
Estaño	1 Rollo	50.000	50.000
Ácido	1	30.000	30.000
Papel Fotográfico	10	2000	20.000
Aerosol	15.000	15.000	15.000
	Costo SubTotal	-	1.118.000

Tabla A.1.1: Detalles del Aspecto Mecánico

Aspectos Electronicos

Seguidamente se considera el aspecto electrónico, en la Tabla A.1.2 se observa el costo de los componentes electrónicos para el sensor EMG, las baterías recargables y otros accesorios.

Componente	Cantidad	Precio (Gs)	Costo (Gs)
Amp. Op. LM358p	4	220	880
Optacoplador 4N35	1	5000	5000
Pot. Precisión 5K	1	5000	5000
Capacitor Cerámico	9	750	6750
Capacitor Electrolítico	4	1000	4000
Amp. Instr. INA 128P	1	25.200	25.200
Batería Recargable	3	50.000	150.000
Electrodos	1	218.000	218.000

Conector PJ-307	1	5000	5000
Resistencias	40	500	20.000
Placa Arduino UNO	1	126.500	126.500
Convertor de Voltaje dc a dc	2	40.000	80.000
Conectores de 3 entradas	3	5000	15.000
Diodos 1N4148	2	400	400
Zócalos	6	5000	30.000
Pulsadores	3	2000	6000
Botón On/Off	1	5000	5000
	Costo SubTotal	-	702.730

Tabla A.1.2: Detalles del Aspecto Electrónico.

Aspecto de Diseño y Análisis Matemático

En la Tabla A.1.3, se observa la mano de obra invertida por un ingeniero junior para el diseño y análisis matemático del sensor EMG, estimando un tiempo de seis meses, con un costo por día de 290.000 Gs.

Concepto	Unidad	Precio Unitario	Cantidad	Costo Total
Ingeniero Junior	Día	290.000 Gs	168 Días	48.000.000 Gs

Tabla A.1.3: Detalles del Aspecto del diseño y análisis matemáticos

Impresión 3D

En el aspecto de la impresión 3D, se observa en la Tabla A.1.4, la impresión 3D durante una semana (168 horas) y el costo invertido por día de 64.300 Gs.

Concepto	Unidad	Precio Unitario	Cantidad	Costo Total
Impresión	Horas (hs)	64.300 Gs	168 hs	450.000 Gs

Tabla A.1.4: Costo de la Impresión del Prototipo

Montaje del Prototipo

El ensamblaje del prototipo es realizado por un técnico en electrónica, cuyo costo de mano de obra por prototipo es de 700.000 Gs. En la Tabla A.1.5 se observa el tiempo de montaje y el costo por día.

Horas	Días	Partes Ensambladas	Costo por Día (Gs)
08:00 a 11:00 13:00 a 18:00	Lunes	Ensamble de los dedos y el sensor EMG	100.000
08:00 a 11:00 13:00 a 18:00	Martes	Ensamble de los dedos a la palma de la mano	100.000
08:00 a 11:00 13:00 a 18:00	Miércoles	Ensamble de la mano a la muñeca	100.000
08:00 a 11:00 13:00 a 18:00	Jueves	Ensamble del antebrazo	100.000
08:00 a 11:00 13:00 a 18:00	Viernes	Se añaden los servomotores al antebrazo y terminación de los hilos	100.000
08:00 a 11:00 13:00 a 18:00	Sábado	Se añade al antebrazo el sensor EMG y la batería	100.000
08:00 a 11:00 13:00 a 18:00	Domingo	Se realizan las pruebas	100.000
Costo Total (Gs)			700.000

Tabla A.1.5: Costos y Tiempo de Ensamblaje del Prototipo.

Flujo de Caja

Flujo de Caja Proyectado									
HORIZONTE DEL PROYECTO	AÑO 0	AÑO 1	AÑO 2	AÑO 3	AÑO 4	AÑO 5	AÑO 6	AÑO 7	AÑO 8
INGRESOS DE CAJA									
Cantidad Prototipo	72	72	86	93	100	107	114	121	128
Precio Unitario	Gs 2.970.730	Gs 2.970.730	Gs 2.970.730	Gs 2.970.730	Gs 2.970.730	Gs 2.970.730	Gs 2.970.730	Gs 2.970.730	Gs 2.970.730
Rentabilidad (35%)	Gs 1.039.756	Gs 1.039.756	Gs 1.039.756	Gs 1.039.756	Gs 1.039.756	Gs 1.039.756	Gs 1.039.756	Gs 1.039.756	Gs 1.039.756
PRECIO UNITARIO TOTAL - PROTOTIPO	Gs 4.010.486	Gs 4.010.486	Gs 4.010.486	Gs 4.010.486	Gs 4.010.486	Gs 4.010.486	Gs 4.010.486	Gs 4.010.486	Gs 4.010.486
TOTAL DE INGRESOS	Gs 288.754.956	Gs 288.754.956	Gs 344.901.753	Gs 372.975.152	Gs 401.048.550	Gs 429.121.949	Gs 457.195.347	Gs 485.268.746	Gs 513.342.144
EGRESOS DE CAJA									
Aspecto Mecánico	Gs 80.496.000	Gs 80.496.000	Gs 96.148.000	Gs 103.974.000	Gs 111.800.000	Gs 119.626.000	Gs 127.452.000	Gs 135.278.000	Gs 143.104.000
Aspecto Electrónico	Gs 50.596.560	Gs 50.596.560	Gs 60.434.780	Gs 65.353.890	Gs 70.273.000	Gs 75.192.110	Gs 80.111.220	Gs 85.030.330	Gs 89.949.440
Gastos Administrativos - Producción (15%)	Gs 445.610	Gs 445.610	Gs 445.610	Gs 445.610	Gs 445.610	Gs 445.610	Gs 445.610	Gs 445.610	Gs 445.610
Mano de Obra Ing. Junior	Gs 48.000.000	Gs 0	Gs 0	Gs 0	Gs 0	Gs 0	Gs 0	Gs 0	Gs 0
Mano de Obra Técnico Electrónico	Gs 50.400.000	Gs 50.400.000	Gs 60.200.000	Gs 65.100.000	Gs 70.000.000	Gs 74.900.000	Gs 79.800.000	Gs 84.700.000	Gs 89.600.000
Servicios Públicos	Gs 200.000	Gs 200.000	Gs 200.000	Gs 200.000	Gs 200.000	Gs 200.000	Gs 200.000	Gs 200.000	Gs 200.000
Publicidad	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000
Impresión 3D	Gs 32.400.000	Gs 32.400.000	Gs 38.700.000	Gs 41.850.000	Gs 45.000.000	Gs 48.150.000	Gs 51.300.000	Gs 56.000.000	Gs 59.600.000
Imprevistos	Gs 500.000	Gs 500.000	Gs 500.000	Gs 500.000	Gs 500.000	Gs 500.000	Gs 500.000	Gs 500.000	Gs 500.000
Transporte	Gs 500.000	Gs 500.000	Gs 500.000	Gs 500.000	Gs 500.000	Gs 500.000	Gs 500.000	Gs 500.000	Gs 500.000
Depresiación	Gs 16.349.256	Gs 16.349.256	Gs 19.528.278	Gs 21.117.789	Gs 22.707.300	Gs 24.296.811	Gs 25.886.322	Gs 27.475.833	Gs 29.065.344
Local - Arrendamiento	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000
Mantenimiento y Reparaciones	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000	Gs 700.000
TOTAL DE EGRESOS	Gs 281.987.426	Gs 233.987.426	Gs 278.756.668	Gs 301.141.289	Gs 323.525.910	Gs 345.910.531	Gs 368.295.152	Gs 370.384.773	Gs 393.264.394
UTILIDADES ANTES DE IMPUESTOS	Gs 6.767.530	Gs 54.767.530	Gs 66.145.085	Gs 71.833.863	Gs 77.522.640	Gs 83.211.418	Gs 88.900.195	Gs 114.883.973	Gs 120.077.750
IMPUESTOS (10%)	Gs 676.753	Gs 5.476.753	Gs 6.614.509	Gs 7.183.386	Gs 7.752.264	Gs 8.321.142	Gs 8.890.020	Gs 11.488.397	Gs 12.007.775
UTILIDADES DESPUES DEL IMPUESTO	Gs 6.090.777	Gs 49.290.777	Gs 59.530.577	Gs 64.650.476	Gs 69.770.376	Gs 74.890.276	Gs 80.010.176	Gs 103.395.575	Gs 108.069.975

Tabla A.1.6: Flujo de Caja

En la Tabla A.1.6, se ilustran los detalles a tener en cuenta durante la planificación de un proyecto con un determinado horizonte.

La proyección del flujo de caja indica que la inversión inicial realizada retorna de manera neta a los cinco años, partiendo los cálculos especificados en la Tabla A.1.6 en la cual se clasifica los egresos e ingresos en caja durante los periodos de 9 años, partiendo del inicio del proyecto.

La variación progresiva indica que a partir del AÑO1 hasta el AÑO8 los ingresos aumentan en un 95,67% como ingreso neto. De esta manera se garantiza la solidez de la inversión.

Tasa Interna de Retorno (TIR)

TASA INTERNA DE RETORNO	
HORIZONTE DEL PROYECTO	Cantidad
Costo Inicial	-Gs 50.970.730,00
ingreso año 0	Gs 6.090.777,00
ingreso año1	Gs 49.290.777,00
ingreso año 2	Gs 59.530.576,50
ingreso año 3	Gs 64.650.476,25
ingreso año 4	Gs 69.770.376,00
ingreso año 5	Gs 74.890.275,75
ingreso año 6	Gs 80.010.175,50
ingreso año 7	Gs 103.395.575,25
ingreso año 8	Gs 108.069.975,00
TIR (8 años)	71,81%
TIR (5 años)	63%


Tabla A.1.7: Tasa Interna de Retorno

La tasa interna de retorno nos indica el porcentaje de retorno del capital invertido teniendo como base el periodo de tiempo para determinar la fiabilidad de una inversión. Por ende, la inversión realizada en un periodo de cinco años obtenemos un retorno del 63% del capital inicial que indica la eficiencia del proyecto y durante nueve años obtenemos un retorno del 71,81% del capital inicial.

Apéndice B: Ingeniería de Diseño

Apéndice B.1: Datasheet del Amplificador Operacional INA128P

Product Folder Simple & Buy Technical Documents Tools & Software Support & Community



INA128, INA129
SS05061C - OCTOBER 1995 - REVISED OCTOBER 2015

INA12x Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers

1 Features

- Low Offset Voltage: 50 μV Maximum
- Low Drift: 0.5 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ Maximum
- Low Input Bias Current: 5 nA Maximum
- High CMR: 120 dB minimum
- Inputs Protected to $\pm 40\text{ V}$
- Wide Supply Range: $\pm 2.25\text{ V}$ to $\pm 18\text{ V}$
- Low Quiescent Current: 700 μA
- 8-PIN Plastic Dip, SO-8

2 Applications

- Bridge Amplifier
- Thermocouple Amplifier
- RTD Sensor Amplifier
- Medical Instrumentation
- Data Acquisition

3 Description

The INA128 and INA129 are low-power, general purpose instrumentation amplifiers offering excellent accuracy. The versatile 3-op amp design and small size make these amplifiers ideal for a wide range of applications. Current-feedback input circuitry provides wide bandwidth even at high gain (200 kHz at $G = 100$).

A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. The INA128 provides an industry-standard gain equation; the INA129 gain equation is compatible with the AD620.

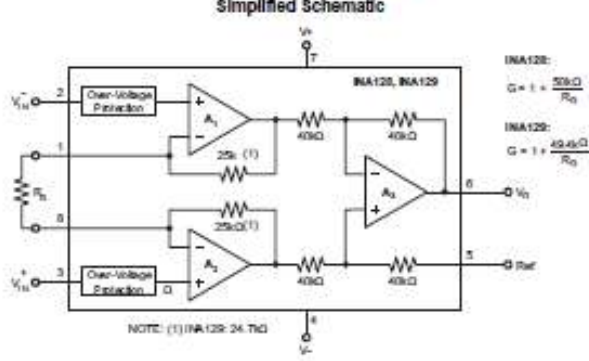
The INA12x is laser-trimmed for very low offset voltage (50 μV), drift (0.5 $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$) and high common-mode rejection (120 dB at $G \approx 100$). The INA12x operates with power supplies as low as $\pm 2.25\text{ V}$, and quiescent current is only 700 μA , ideal for battery-operated systems. Internal input protection can withstand up to $\pm 40\text{ V}$ without damage.

The INA12x is available in 8-pin plastic DIP and SO-8 surface-mount packages, specified for the -40°C to 85°C temperature range. The INA128 is also available in a dual configuration, the INA2128.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
INA128	SOIC (8)	3.91 mm x 4.9 mm
INA129	PDIP (8)	6.35 mm x 9.81 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

Simplified Schematic


NOTE: (1) INA129-24-TD

An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclosures. PRODUCTION DATA.

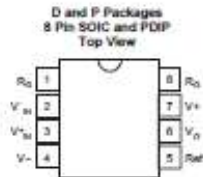


INA128, INA129

www.ti.com

5505051C – OCTOBER 1995 – REVISED OCTOBER 2015

5 Pin Configuration and Functions



Pin Functions

PIN		IO	DESCRIPTION
NAME	NO.		
REF	5	I	Reference input. This pin must be driven by low impedance or connected to ground.
Ro	1,8	—	Gain setting pin. For gains greater than 1, place a gain resistor between pin 1 and pin 8.
V-	4	—	Negative supply
V+	7	—	Positive supply
V _{in}	2	I	Negative input
V _{in}	3	I	Positive input
Vo	6	I	Output

6 Specifications

6.1 Absolute Maximum Ratings

over operating free-air temperature range (unless otherwise noted) ⁽¹⁾

	MIN	MAX	UNIT
Supply voltage		±18	V
Analog input voltage		±40	V
Output short circuit (to ground)		continuous	
Operating temperature	-40	125	°C
Junction temperature		150	°C
Lead temperature (soldering, 10s)		300	°C
T _{stg} Storage temperature	-55	125	°C

(1) Stresses beyond those listed under Absolute Maximum Ratings may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, which do not imply functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under Recommended Operating Conditions. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

6.2 ESD Ratings

	VALUE	UNIT
V _(ESD) Electrostatic discharge	Human-body model (HBM), per ANSI/ESDA/JEDEC JS-001 ⁽¹⁾	±2000
	Charged-device model (CDM), per JEDEC specification JESD22-C101 ⁽²⁾	±50

(1) JEDEC document JEP155 states that 500-V HBM allows safe manufacturing with a standard ESD control process.
(2) JEDEC document JEP157 states that 250-V CDM allows safe manufacturing with a standard ESD control process.



INA128, INA129

SS00051C – OCTOBER 1995 – REVISED OCTOBER 2015

www.ti.com

6.3 Recommended Operating Conditions

over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

	MIN	NOM	MAX	UNIT
V power supply	±2.25	±15	±15	V
Input common-mode voltage range for $V_{CM} = 0$	V – 1.2 V		V + 1.2 V	
T _A operating temperature (INA128-HT)	–55		175	°C
T _A operating temperature (INA129-HT)	–55		210	°C

6.4 Thermal Information

THERMAL METRIC ⁽¹⁾	INA12x		UNIT
	D (SOIC)	P (PDIP)	
	8 PINS	8 PINS	
R _{JA(amb)} Junction-to-ambient thermal resistance	110	48.1	°C/W
R _{JA(case)} Junction-to-case (top) thermal resistance	57	34.1	°C/W
R _{JA(board)} Junction-to-board thermal resistance	54	23.4	°C/W
θ _{JT} Junction-to-top characterization parameter	11	11.3	°C/W
θ _{JB} Junction-to-board characterization parameter	53	23.2	°C/W

(1) For more information about traditional and new thermal metrics, see the Semiconductor and IC Package Thermal Metrics application report, SPRA053.

6.5 Electrical Characteristics

At T_A = 25°C, V_S = ±15 V, R_L = 10 kΩ, unless otherwise noted.

PARAMETER		TEST CONDITIONS		MIN	TYP	MAX	UNIT
INPUT							
Offset Voltage, RTI	Initial	T _A = 25°C	INA128P, U INA129P, U INA128PA, UA INA129PA, UA	±10x100/G	±50x500/G		μV
	vs Temperature	T _A = T _{min} to T _{max}	INA128P, U INA129P, U INA128PA, UA INA129PA, UA	±0.2x2/G	±0.5x3/G		μV/°C
	vs Power Supply	V _S = ±2.25 V to ±15 V	INA128P, U INA129P, U INA128PA, UA INA129PA, UA	±0.2x20/G	±1x100/G		μV/V
	Long-Term Stability				±0.1x3/G		μV/yr
Impedance	Differential			10 ¹¹ 2			Ω pF
	Common-Mode			10 ¹¹ 8			
Common-Mode Voltage Range ⁽¹⁾		V _{CM} = 0 V		(V _S) – 2	(V _S) – 1.4		V
Slew Input Voltage				(V _S) + 2	(V _S) + 1.7		V
						±40	V

(1) Input common-mode range varies with output voltage - see Typical Characteristics.

Figura B.1: Data Sheet INA 128P.

Apéndice B.2: Datasheet del Amplificador Operacional LM358P



LM158, LM158A, LM258, LM258A
LM358, LM358A, LM2904, LM2904V
SLOS068U – JUNE 1976 – REVISED JANUARY 2017

LM358, LM258, LM158, LM2904 Dual Operational Amplifiers

1 Features

- Wide Supply Ranges
 - Single Supply: 3 V to 32 V (26 V for LM2904)
 - Dual Supplies: ± 1.5 V to ± 16 V (± 13 V for LM2904)
- Low Supply-Current Drain, Independent of Supply Voltage: 0.7 mA Typical
- Wide Unity Gain Bandwidth: 0.7 MHz
- Common-Mode Input Voltage Range Includes Ground, Allowing Direct Sensing Near Ground
- Low Input Bias and Offset Parameters
 - Input Offset Voltage: 3 mV Typical
A Versions: 2 mV Typical
 - Input Offset Current: 2 nA Typical
 - Input Bias Current: 20 nA Typical
A Versions: 15 nA Typical
- Differential Input Voltage Range Equal to Maximum-Rated Supply Voltage: 32 V (26 V for LM2904)
- Open-Loop Differential Voltage Gain: 100 dB Typical
- Internal Frequency Compensation
- On Products Compliant to MIL-PRF-38535, All Parameters are Tested Unless Otherwise Noted. On All Other Products, Production Processing Does Not Necessarily Include Testing of All Parameters.
- Open-Loop Differential Voltage Gain: 100 dB Typical
- Internal Frequency Compensation
- On Products Compliant to MIL-PRF-38535, All Parameters are Tested Unless Otherwise Noted. On All Other Products, Production Processing Does Not Necessarily Include Testing of All Parameters.

2 Applications

- Blu-ray Players and Home Theaters
- Chemical and Gas Sensors
- DVD Recorder and Players
- Digital Multimeter: Bench and Systems
- Digital Multimeter: Handhelds
- Field Transmitter: Temperature Sensors
- Motor Control: AC Induction, Brushed DC, Brushless DC, High-Voltage, Low-Voltage, Permanent Magnet, and Stepper Motor
- Oscilloscopes
- TV: LCD and Digital
- Temperature Sensors or Controllers Using Modbus
- Weigh Scales

3 Description

These devices consist of two independent, high-gain frequency-compensated operational amplifiers designed to operate from a single supply or split supply over a wide range of voltages.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LMx58, LMx58x, LM2904, LM2904V	VSSOP (8)	3.00 mm x 3.00 mm
	SOIC (8)	4.90 mm x 3.90 mm
	SO (8)	5.20 mm x 5.30 mm
	TSSOP (8)	3.00 mm x 4.40 mm
LMx58, LMx58x, LM2904V	PDIP (8)	9.81 mm x 6.35 mm
	CDIP (8)	9.80 mm x 6.67 mm
	LCCC (20)	8.89 mm x 8.89 mm

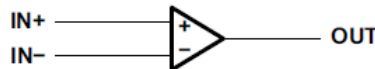
(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LMx58, LMx58x, LM2904, LM2904V	VSSOP (8)	3.00 mm x 3.00 mm
	SOIC (8)	4.90 mm x 3.90 mm
	SO (8)	5.20 mm x 5.30 mm
	TSSOP (8)	3.00 mm x 4.40 mm
LMx58, LMx58x, LM2904V	PDIP (8)	9.81 mm x 6.35 mm
	CDIP (8)	9.80 mm x 6.67 mm
	LCCC (20)	8.89 mm x 8.89 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

Symbol (Each Amplifier)



An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.

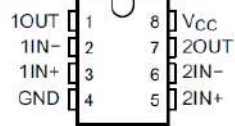


www.ti.com

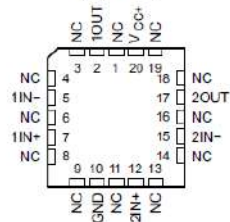
LM158, LM158A, LM258, LM258A
LM358, LM358A, LM2904, LM2904V
SLOS068J – JUNE 1976 – REVISED JANUARY 2017

5 Pin Configuration and Functions

D, DGK, P, PS, PW and JG Package
8-Pin SOIC, VSSOP, PDIP, SO, TSSOP and CDIP
(Top View)



FK Package
20-Pin LCCC
(Top View)



NC - No internal connection

Pin Functions

PIN		SOIC, SSOP, CDIP, PDIP SO, TSSOP, CFP NO.	I/O	DESCRIPTION
NAME	LCCC NO.			
1IN-	5	2	I	Negative input
1IN+	7	3	I	Positive input
1OUT	2	1	O	Output
2IN-	15	6	I	Negative input
2IN+	12	5	I	Positive input
2OUT	17	7	O	Output
GND	10	4	—	Ground
NC	1	—	—	Do not connect
	3			
	4			
	6			
	8			
	9			
	11			
	13			
V _{CC}	—	8	—	Power supply
	V _{CC+}	20	—	Power supply

LM158, LM158A, LM258, LM258A
LM358, LM358A, LM2904, LM2904V
SLOS068U – JUNE 1976 – REVISED JANUARY 2017



www.ti.com

11.2 Layout Examples

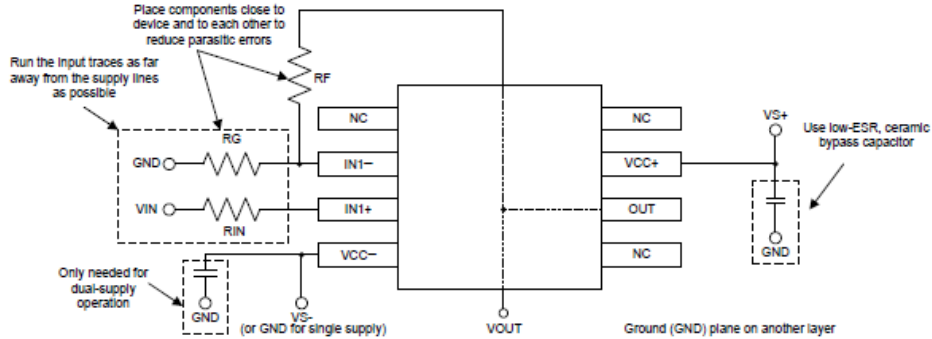


Figure 15. Operational Amplifier Board Layout for Noninverting Configuration

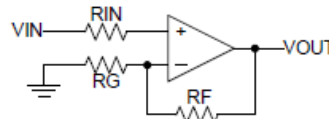


Figure 16. Operational Amplifier Schematic for Noninverting Configuration

MECHANICAL DATA

P (R-PDIP-T8)

PLASTIC DUAL-IN-LINE PACKAGE

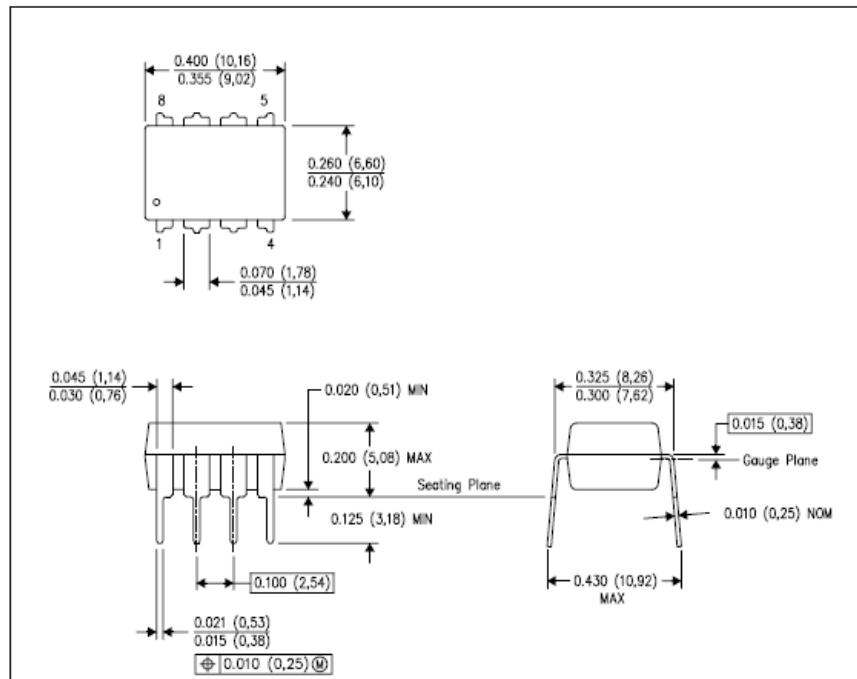


Figura B.2: Data Sheet del LM 358P.

Apéndice B.3: Componentes utilizados en el Circuito Final EMG

Referencia	Componente	Valor
C1	PJ-324M	Audio
C2	Capacitor Cerámico	100nF
C3	Capacitor Cerámico	100nF
C5	Capacitor Cerámico	100nF
C6	Capacitor Cerámico	100nF
C7	Capacitor Electrolítico	1uF
C8	Capacitor Electrolítico	1uF
C10	Capacitor Cerámico	100nF
C12	Capacitor Cerámico	100nF
C13	Capacitor Cerámico	100nF
C15	Capacitor Cerámico	100nF
C16	Capacitor Cerámico	100nF
D1	Diodo	1N4148
D2	Diodo	1N4148
J1	TBlock-I3	3Terminales
J2	TBlock-I3	3Terminales
R1	Resistencia	100Ω
R2	Resistencia	100Ω
R3	Resistencia	10K
R4	Resistencia	690K
R5	Resistencia	690K
R6	Resistencia	47K
R7	Resistencia	690K
R8	Resistencia	690K
R9	Resistencia	47K
R10	Resistencia	1M
R11	Resistencia	1M
R12	Resistencia	1M
R13	Resistencia	1M
R14	Resistencia	1M
R15	Resistencia	1M
R16	Resistencia	1M
R17	Resistencia	6.8K
R18	Resistencia	100K
R19	Resistencia	100K
R20	Resistencia	100K
R21	Resistencia	4.7K
R22	Resistencia	10K
R23	Resistencia	1K

R24	Resistencia	4.7K
R25	Resistencia	10K
R26	Resistencia	1K
R27	Resistencia	6.8K
R28	Resistencia	100K
R29	Resistencia	100K
R30	Resistencia	100K
R31	Resistencia	100K
R32	Resistencia	100K
R33	Resistencia	4.7K
R34	Resistencia	1K
R35	Resistencia	1K
R36	Resistencia	1K
R37	Resistencia	220Ω
R38	Resistencia	10K
RV1	Pot.3006P	5K
U1	Amp.Instrumental	INA 128P
U2	Amp.Operacional	LM358P
U3	Amp.Operacional	LM358P
U4	Amp.Operacional	LM358P
U5	Amp.Operacional	LM358P
U6	Optoacoplador	4N35

Tabla B.1: Componentes Utilizados en el Circuito Final del sensor EMG.

Apéndice B.4: Diagrama de Bloques del Software

Labview

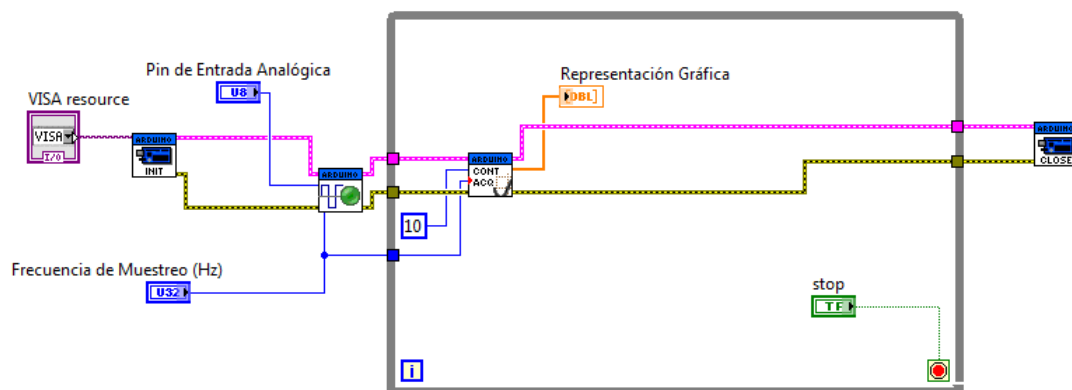


Figura B.3: Diagrama de Bloques en Labview para la Adquisición de los Datos.

Apéndice B.5: Código Arduino para la Adquisición de la señal EMG

```
EMG_con_pasa_bajos
1  /* ELECTROMIOGRAFIA CON ARDUINO
2  * Lee los electrodos EMG, aplica un filtro de paso bajo
3  * y envia las lecturas por Serial
4  */
5
6  #include <eHealth.h>
7  #include <Servo.h>
8  Servo myservo;
9  //Valor de confianza para el low-pass filter
10 #define alpha 0.25
11
12 double lectura; //Lecturas filtradas que se enviaran por serial
13
14 void setup()
15 {
16   // Serial.begin(9600);
17   lectura = eHealth.getEMG(); //Se toma un valor inicial
18   myservo.attach(9);
19 }
20
21
22 void loop()
23 {
24   int val = eHealth.getEMG(); //Leer los electrodos
25   lectura = (1-alpha)*lectura+alpha*val; //Filtrar estas lecturas
26
27   // Serial.println(lectura); //Enviar las lecturas filtradas por Serial
28   // delay(100);
```

Figura B.4: Código Arduino para la Adquisición de Datos.

