

Diseño y Construcción de un Sistema de Emulación de Movimiento
de Miembro Superior a Través de Electromiografía (EMG)

Andrés Daniel Pérez Pérez

Directores

Ing. Oscar Fernando Avilés Sánchez, Ph.D

Ing. Mauricio Felipe Mauledoux Monroy, Ph.D

UNIVERSIDAD MILITAR NUEVA GRANADA
FACULTAD DE INGENIERÍA
PREGRADO EN INGENIERÍA MECATRÓNICA
SEDE BOGOTÁ
2017

15 de diciembre de 2017



Agradecimientos

Primeramente, agradezco a la Universidad Militar Nueva Granada por haberme aceptado y a todos los docentes que formaron parte de mi desarrollo estudiantil. Agradezco a mis asesores el Ing. Oscar Fernando Avilés Sanchez y el Ing. Mauricio Felipe Mauledoux Monroy por haberme guiado para culminar mi trabajo de grado exitosamente.

Doy gracias en forma especial a mi abuela Graciela Angarita de Pérez por haber sido mi mayor estímulo y a mis familiares por haber estado en mi difíciles momentos otorgándome ese apoyo único.

Muchas gracias a todos.

“Nunca consideres el estudio como una obligación, sino como la oportunidad para penetrar en el bello y maravilloso mundo del saber” – Albert Einstein.

Contenido

Contenido

Lista de figuras	III
Lista de tablas	VIII
Resumen	IX
1 INTRODUCCIÓN	8
1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	8
1.2. JUSTIFICACIÓN	8
1.3. ANTECEDENTES	9
1.3.1. Electromiografo Digital de 4 canales	9
1.3.2. Exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior	9
1.3.3. Diseño y construcción de una mano robot de cuatro dedos	10
1.3.4. Diseño e implementación de mecanismo de prensión para mano robot antropomórfica	11
1.3.5. Elumotion Ltd	11
1.4. OBJETIVOS	12
1.4.1. OBJETIVO GENERAL	12
1.4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	12
1.5. ORGANIZACIÓN DEL DOCUMENTO	12
2 MARCO TEORICO	13
2.1. PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR	21
2.1.1. PRÓTESIS PASIVAS	22
2.1.2. PRÓTESIS ACTIVAS	22
2.2. AMPLIFICADOR OPERACIONAL	24
2.2.1. COMPORTAMIENTO EN CORRIENTE CONTINUA (D.C.)	25
2.2.2. COMPORTAMIENTO EN CORRIENTE ALTERNA (A.C.)	25
2.2.3. CONFIGURACIONES COMUNES DE LOS AO	26
2.3. FILTROS	31
2.3.1. VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LOS FILTROS ACTIVOS Y PASIVOS	31

2.3.2.	CONFIGURACIONES DE FILTROS	32
2.4.	AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN	44
2.4.1.	FUNCIONAMIENTO	45
2.4.2.	ANÁLISIS ETAPA DE PRE AMPLIFICACIÓN	46
2.4.3.	ANÁLISIS DE ETAPA DIFERENCIAL	47
2.4.4.	APLICACIONES	47
2.5.	TARJETA ARDUINO NANO	48
2.5.1.	ALIMENTACIÓN	49
2.5.2.	MEMORIA	49
2.5.3.	ENTRADAS Y SALIDAS	49
2.5.4.	COMUNICACIÓN	50
2.5.5.	PROGRAMACIÓN	50
2.5.6.	REINICIO AUTOMÁTICO (SOFTWARE)	50
2.6.	REDES NEURONALES ARTIFICIALES	51
2.6.1.	NEURONAS BIOLÓGICAS	51
2.6.2.	NEURONAS ARTIFICIALES	52
2.6.3.	CARACTERÍSTICAS DE LAS REDES NEURONALES	54
2.6.4.	REDES NEURONALES ARTIFICIALES DE UNA CAPA Y MULTICAPA	54
2.6.5.	ENTRENAMIENTO DE LAS REDES NEURONALES ARTIFICIALES	55
2.6.6.	ENTRENAMIENTO SUPERVISADO	55
2.6.7.	ENTRENAMIENTO NO SUPERVISADO	56
2.6.8.	APLICACIONES DE LAS REDES NEURONALES ARTIFICIALES	56
2.7.	BIOPOTENCIALES	57
2.7.1.	INTRODUCCIÓN	57
2.7.2.	ELECTROMIOGRAFÍA (EMG)	57
2.7.2.1.	CARACTERÍSTICAS DE LAS SEÑALES EMG	58
2.7.3.	ELECTRODOS	59
2.7.3.1.	CLASES DE ELECTRODOS	60
2.7.4.	NORMATIVIDAD Y UBICACIÓN DE ELECTRODOS PARA ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA	61
3	ANATOMÍA DE LA MANO Y ANTEBRAZO HUMANO	62
3.1.	LA MANO	62
3.1.1.	OSTEOARTICULAR	62
3.1.2.	LIGAMENTARIA	64
3.1.3.	MÚSCULOTENDINOSA	66
3.2.	EL PULGAR	72
3.2.1.	Articulaciones	72
3.2.2.	Músculos motores del pulgar	74
3.3.	EL ANTEBRAZO	80
3.3.1.	OSTEOARTICULAR	80
3.3.2.	LIGAMENTARIA	81

3.3.3. MÚSCULOTENDINOSA	82
4 DISEÑO MECATRÓNICO	86
4.1. DISEÑO MECÁNICO	86
4.2. DISEÑO ELECTRÓNICO	96
5 IMPLEMENTACIÓN MECATRÓNICA	99
5.1. ARQUITECTURA GENERAL DEL SISTEMA	99
5.2. IMPLEMENTACIÓN MECÁNICA	100
5.2.1. DEDO PULGAR	103
5.3. IMPLEMENTACIÓN DE FUENTE DE REGULACIÓN DUAL	104
5.4. ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES	105
5.4.1. ELECTRODOS	105
5.4.2. AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN	107
5.4.3. FILTRADO	109
5.4.4. AMPLIFICADOR/SEGUIDOR	112
5.4.5. FILTRO NOTCH	115
5.4.6. CONVERTOR A/D Y RED NEURONAL	118
5.4.7. ACTUADORES	119
5.5. IDENTIFICACIÓN DE PATRONES DE MOVIMIENTO	122
5.6. DISEÑO DE RED NEURONAL	125
6 RESULTADOS Y PRUEBAS	129
7 CONCLUSIONES	134
Bibliografía	136

Lista de figuras

1.1. Electromiográfico digital de 4 canales.	9
1.2. Prototipo mecatrónico para rehabilitación de miembro superior.	10
1.3. Diseño y construcción de una mano robot de cuatro dedos.	10
1.4. Modelo del mecanismo.	11
1.5. Prototipo desarrollado por a Universidad Orebro por Elumotion Ltd.	11
2.1. Porcentaje aproximado de causas de amputación en ciertas zonas del mundo.	14
2.2. Porcentaje de los niveles de amputación.	16
2.3. Niveles de amputación en la extremidad superior.	17
2.4. Mano de alt-Ruppin construida con hierro en el año 1400.	19
2.5. Primer brazo artificial móvil “Le petit Loraine”.	20
2.6. Prótesis de mano con pulgar móvil y gancho dividido sagitalmente.	20
2.7. Prótesis passiva de membro superior.	22
2.8. Prótesis mecánica de miembro superior.	23
2.9. Prótesis mioeléctrica de miembro superior.	23
2.10. Prótesis hibrida.	24
2.11. Esquema amplificador Operacional.	24
2.12. Amplificador Inversor.	26
2.13. Señal normal y señal saturada.	27
2.14. Amplificador No-Inversor.	27
2.15. Comparador de voltaje.	28
2.16. Seguidor de voltaje.	28
2.17. Integrador ideal.	29
2.18. Integrador con limitación de ganancia.	29
2.19. Derivador ideal.	30
2.20. Derivador ajustado.	30
2.21. Comportamiento ideal filtro pasa bajos.	33
2.22. Filtro pasa bajos pasivo de primer orden.	33
2.23. Filtro activo pasa bajos no inversor.	34
2.24. Filtro activo pasa bajos inversor.	34
2.25. Comportamiento ideal filtro pasa altos.	35
2.26. Filtro pasa altos pasivo de primer orden.	35

2.27. Filtro activo pasa altos no inversor.	36
2.28. Filtro activo pasa altos inversor.	37
2.29. Comportamiento ideal filtro pasa banda.	37
2.30. Filtro pasa banda pasivo de primer orden.	38
2.31. Filtro pasa banda activo de segundo orden.	38
2.32. Filtro rechaza banda pasivo de primer orden.	39
2.33. Filtro rechaza banda activo de segundo orden tipo Notch.	41
2.34. Gráfica de respuesta a la frecuencia de tres tipos de filtros pasa bajos Butterworth.	42
2.35. Filtro Butterworth activo de segundo orden.	42
2.36. Gráfica de respuesta a la frecuencia del filtro pasa bajas de -40 dB/dec.	43
2.37. Amplificador de instrumentación.	44
2.38. Etapas del amplificador de instrumentación.	45
2.39. Esquema para análisis del amplificador de instrumentación.	46
2.40. Vista superior arduino Nano.	48
2.41. Vista inferior arduino Nano.	48
2.42. Modelo de neurona biológica.	51
2.43. Representación de una NA tipo McCulloch-Pitts.	52
2.44. Red neuronal de una capa.	54
2.45. Red neuronal de dos capas.	55
2.46. Electrodo médico superficial.	59
2.47. Modelo de circuito para un electrodo.	59
2.48. Electrodo biomédicos dobles.	60
3.1. Huesos de la mano izquierda – visión posterior (dorsal).	63
3.2. Huesos del carpo.	63
3.3. Ligamentos extrínsecos palmares.	65
3.4. Ligamentos dorsales extrínseco e intrínseco.	65
3.5. Ligamentos del dedo.	68
3.6. Articulación trapezometacarpiana.	72
3.7. Amplitud de antepulsión-retropulsión (a) y adducción-abducción (b).	73
3.8. Articulación metacarpofalángica.	73
3.9. Articulación interfalángica.	74
3.10. Abductor largo del pulgar.	75
3.11. Extensor corto del pulgar.	75
3.12. Extensor largo del pulgar.	76
3.13. Flexor largo del pulgar.	76
3.14. Flexor corto del pulgar.	77
3.15. Oponente del pulgar.	78
3.16. Adductor del pulgar.	79
3.17. Visión anterior de los huesos del antebrazo.	80
4.1. Comparativa de modelo biológico para sistema de dedos.	87

4.2. Sistema de barras.	87
4.3. Sistema de movimientos de dedos, a través de tendones.	87
4.4. Sistema de flexión y extensión para dedos.	88
4.5. Boceto de dedos.	88
4.6. Primer modelo de mano en SolidWorks.	88
4.7. Boceto ajustado palma de mano 1.	89
4.8. Boceto ajustado palma de mano 2.	89
4.9. Boceto ajustado base dedos.	90
4.10. Segundo modelo de mano en SolidWorks.	90
4.11. Boceto para movimiento de muñeca 1.	91
4.12. Boceto para movimiento de muñeca 2.	91
4.13. Arreglo de engranajes y motores para la muñeca.	92
4.14. Ubicación de los motorreductores de la muñeca.	92
4.15. Relación de transmisión de un par de piñones.	93
4.16. Acople directo de motores.	93
4.17. Tercer modelo de mano en SolidWorks.	94
4.18. Flexión de las articulaciones de los dedos de la mano.	94
4.19. Movimiento completo de la flexión del dedo.	95
4.20. Diagrama básico de los dedos: meñique, anular, medio e índice.	95
4.21. Diseño mecánico en SolidWorks.	96
4.22. Curvas de desempeño LM7508 (1).	97
4.23. Curvas de desempeño LM7508 (2).	97
4.24. Regulador de tensión de 5v propuesto por fabricante.	98
4.25. Esquema fuente de regulación dual +5v y -5v.	98
4.26. Regulador dual para 5v y -5v.	98
5.1. Diagrama de bloques del sistema.	100
5.2. Sistema de resortes para dedos: meñique, anular, medio e índice.	102
5.3. Sistema de cuerdas para dedos: meñique, anular, medio e índice.	102
5.4. Sistema de oposición pulgar.	103
5.5. Sistema resortes dedo pulgar.	103
5.6. Sistema para cuerdas del dedo pulgar.	104
5.7. Foto de la electrónica de la fuente regulada dual de +5v y -5v.	104
5.8. Conector molex macho de 4 pines implementado en la fuente de alimentación dual.	104
5.9. Fuente dual de +5v y 5v.	105
5.10. Localización de electrodos.	105
5.11. Distribución de hilos en el cable apantallado para el conector VGA DB-9 macho.	106
5.12. Foto del conector VGA macho implementado.	106
5.13. Foto de los electrodos que actúan como sensores al otro extremo del cable DB-9.	106
5.14. Sensor completo para la adquisición de las señales.	107
5.15. Diagrama Ina 128p.	108
5.16. Diagrama en Proteus del circuito de Ina 128p para 4 canales.	108

5.17. Foto 1 del circuito cuádruple de adquisición de señales.	109
5.18. Foto 2 del circuito cuádruple de adquisición de señales.	109
5.19. Diagrama en Proteus del circuito de filtrado para 4 canales.	110
5.20. Vista de osciloscopio en Proteus, con señal de generador a 500 Hz (amarilla) vs filtro Butterworth (azul).	110
5.21. Vista de osciloscopio en Proteus, con señal de generador a 1 kHz (amarilla) vs filtro Butterworth (azul).	111
5.22. Foto del circuito cuádruple de filtrado de señales.	111
5.23. Diagrama en Proteus del circuito de amplificación para 4 canales.	113
5.24. Vista de osciloscopio en Proteus, señal generador (amarilla) vs AO de ganancia variable con resistencia al 0 % (morada).	113
5.25. Vista de osciloscopio en Proteus, señal generador (amarilla) vs AO de ganancia variable con resistencia al 50 % (morada).	114
5.26. Vista de osciloscopio en Proteus, señal generador (amarilla) vs AO de ganancia variable con resistencia al 100 % (morada).	114
5.27. Foto del circuito cuádruple de amplificación/seguimiento de señales.	115
5.28. Diagrama en Proteus del circuito del filtro Notch para 4 canales.	116
5.29. Vista de osciloscopio en Proteus, señal generador a 25 Hz (amarilla) vs filtro Notch (verde).	116
5.30. Vista de osciloscopio en Proteus, señal generador a 60 Hz (amarilla) vs filtro Notch (verde).	117
5.31. Vista de osciloscopio en Proteus, señal generador a 100 Hz (amarilla) vs filtro Notch (verde).	117
5.32. Foto del circuito Notch cuádruple de filtrado de señales.	118
5.33. Arduinos Nano para conversión A/D y uso de la red neuronal.	118
5.34. Micromotorreductor de uña corta.	119
5.35. Micromotorreductor de uña larga.	120
5.36. Distribución de los micromotorreductores en la mano.	120
5.37. Plano de referencia de eje coordenado XYZ.	121
5.38. Motorreductor para giro de muñeca.	121
5.39. Diagrama eléctrico completo.	121
5.40. Interfaz en LabView del osciloscopio de 4 canales para adquisición de patrones.	122
5.41. Diagrama de bloques de la interfaz en LabView para el osciloscopio de 4 canales.	122
5.42. Diagrama electrónico en Proteus para el osciloscopio de 4 canales con Arduino Uno.	123
5.43. Señales de cierre de la mano visualizadas en el osciloscopio de 4 canales de LabView.	124
5.44. Distribución de sensores en el antebrazo para cada señal.	124
5.45. Interfaz del programa de entrenamiento.	125
5.46. Esquema de red neuronal.	126
5.47. Arreglo bidimensional de 4x500 para el conjunto de señales.	126
5.48. Arreglo unidimensional de 1x2000 para las inputs de los programas.	126
5.49. Ejemplo señal de 500 muestras.	127

5.50. Ejemplo vector de 500 posiciones.	127
5.51. Diagrama de Flujo para Arduino 1 y 2.	128
6.1. Piezas prueba mano diseño 2.	130
6.2. Piezas prueba dedo diseño 2.	130
6.3. Piezas prueba mano diseño 3.	131
6.4. Piezas prueba base dedos diseño 3.	131
6.5. Piezas prueba soporte muñeca diseño 3.	131
6.6. Pieza prueba base dedos diseño final.	132
6.7. Pieza prueba base dedo pulgar diseño final.	132
6.8. Resultados de precisión sobre cada uno de los movimientos.	133

Lista de tablas

2.1. Causas de las amputaciones en el mundo.	14
2.2. Atenuación contra ángulo de fase de filtro Butterworth.	42
2.3. Características Arduino Nano.	48
2.4. Funciones de activación más usuales.	53
3.1. Músculos anteriores del antebrazo capa superficial.	83
3.2. Músculos anteriores del antebrazo capa intermedia.	83
3.3. Músculos posteriores del antebrazo capa profunda.	84
3.4. Músculos posteriores del antebrazo capa superficial.	84
3.5. Músculos posteriores del antebrazo capa profunda.	85
5.1. Posiciones mecánicas del sistema (a).	100
5.2. Posiciones mecánicas del sistema (b).	101
5.3. Posiciones mecánicas del sistema (c).	101
5.4. Distribución de pines de entrada para tarjeta Arduino 1 y 2.	118
5.5. Distribución de pines de salida para tarjetas Arduino 1 y 2.	119
5.6. Características de los micromotorreductores (1).	119
5.7. Características de los micromotorreductores (2).	120
5.8. Características del motorreductor de la muñeca.	121

Resumen

A continuación, se describe en detalle el diseño y construcción de un sistema de emulación de movimiento de miembro superior a través de electromiografía no invasiva y redes neuronales artificiales. Implementando señales electromiográficas captadas mediante electrodos ubicados en el brazo del usuario y refinadas por un sistema de acondicionamiento de señal EMG que a su vez se encarga de enviar dichos bio-potenciales a un arreglo de dispositivos de control, de clase Arduino, los cuales poseen un programa de redes neuronales entrenados previamente en Visual Studio 2012, utilizando patrones de movimiento extraídos y definidos gracias al uso de un osciloscopio EMG digital. En este sistema, según los niveles y modelo del patrón, el control de la prótesis activa cada uno de los actuadores (motoreductores) gracias a secuencias de movimiento anteriormente definidas.

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

En este primer capítulo, se presentarán las generalidades, lineamientos y objetivos seleccionados para la ejecución del proyecto de desarrollo tecnológico, mostrando los motivos que llevaron a profundizar en el mismo, revisándolo y abordándolo desde diferentes perspectivas, tanto sociales como económicas y tecnológicas.

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Teniendo en cuenta muchos de los limitantes presentes en el desarrollo de la vida cotidiana de personas con amputación en relación con las facultades físicas propias del individuo como: caminar, bailar, comer, nadar, manipular objetos, entre otras. Además de gran parte de los problemas psicológicos y emocionales que surgen producto a esta situación por la que dichas personas atraviesan tales como: depresión, ansiedad, dolor.

Hoy en día se investiga desarrolla y presenta, soluciones cada vez más viables las cuales permitan “recuperar”, movimientos básicos como lo son: rotación, flexión, extensión, aducción y abducción, entre otros. Movimientos que sean realizados por una extensión artificial de su extremidad ausente la cual aproveche las señales propias del cuerpo humano emitidas de forma natural, por procesos bioquímicos a nivel neuronal.

Debido a esto, surge la siguiente pregunta, “¿Cómo un sistema o dispositivo es capaz de identificar por cuenta propia las señales o impulsos presentes en donde alguna vez existió una extremidad completa y a su vez ahora controlar el movimiento de una prótesis la cual reemplaza dicha extremidad?”.

1.2. JUSTIFICACIÓN

A través de las eras, se ha evidenciado que por múltiples y/o distintas razones, motivos o circunstancias como pueden ser, guerras, accidentes o enfermedades, individuos de la sociedad han resultado perjudicados, perdiendo una extremidad, tal y como se habló anteriormente ya sea perteneciente al conjunto superior o inferior. Este suceso resulta desencadenando una serie de eventos o situaciones, las cuales llegan a afectar a dicho individuo o conjunto de individuos en

el correcto desarrollo de su vida. Esto se logra apreciar tanto en sus facultades físicas como lo son el andar, nadar, alimentarse y manipular objetos entre otros, además de verse comprometidas sus facultades psicológicas y emocionales generando traumas, depresión, ansiedad, dolor, modificando su personalidad y en muchas ocasiones su juicio; esta problemática, puesto que es el detonante de una serie de eventos perjudiciales de no llegarse a tratar, son causales de un déficit económico sobre dicho individuo o grupo de individuos afectados, que a su vez no intencionalmente, disminuyen y/o afectan por poco que sea el desarrollo y desempeño además de la productividad de la sociedad en la que se encuentren.

Es por todo lo anterior, que se plantea el desarrollo del siguiente proyecto, el cual por su naturaleza y tomando en cuenta antecedentes relacionados con el mismo, ha demostrado dentro de este amplio contexto, una solución viable, en términos económicos y sociales, a un problema tan simple y complejo al mismo tiempo.

1.3. ANTECEDENTES

1.3.1. Electromiografo Digital de 4 canales

En el año 2008 un proyecto fue desarrollado y presentado bajo el título de, “Diseño y construcción de un electromiógrafo digital de 4 canales” Figura 1.1 ¹, el cual es un dispositivo diseñado y construido para el acondicionamiento y digitalización de las señales EMG para posteriormente ser visualizadas en un Pc. Este es un dispositivo con una alta utilidad latente para posteriores investigaciones y aplicaciones en el área de la biomecatrónica[12].



Figura 1.1: Electromiografo digital de 4 canales.

1.3.2. Exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior

En el año 2004 un proyecto fue desarrollado y presentado como trabajo de grado, titulado “Prototipo mecatrónico para rehabilitación de miembro superior” Figura 1.2 ², el cual ofrece la capacidad de realizar terapias en miembro superior controlada y repetitivamente, además de brindar un registro cronológico reflejo de la evolución del paciente y/o usuario [13].

¹Figura 1.1. Fuente: <http://repository.unimilitar.edu.co/bitstream/10654/3302/2/RianoRiosCamiloAndres2010.pdf>.

²Figura 1.2. Fuente: <http://t1.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcQcXYEAzs6avIKapFXrAK8n8-9GuQhm6Z8WTeXM2H4xxGyGHQMsqg>.

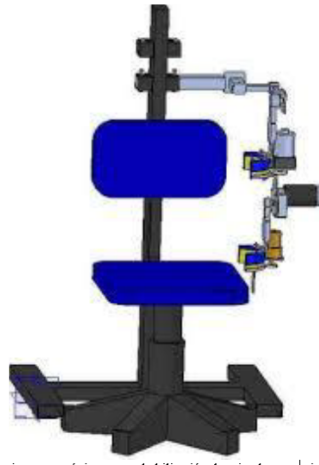


Figura 1.2: Prototipo mecatrónico para rehabilitación de miembro superior.

1.3.3. Diseño y construcción de una mano robot de cuatro dedos

En el año 2006 bajo el título de “Diseño y construcción de una mano robot de cuatro dedos”, los Ingenieros Julián Rondón y Gustavo Ocampo desarrollaron una mano robot con 12 grados de libertad (GDL) la cual es utilizada en el área de manipulación de objetos. Funciona mediante un sistema de poleas como se puede apreciar en la Figura 1.3³, las cuales son actuadas por servomotores permitiendo que cada dedo posea 3 grados de libertad, de los cuales son utilizados 2 grados de libertad para las acciones de flexión/extensión y el otro grado de libertad para la abducción [37, 38].



Figura 1.3: Diseño y construcción de una mano robot de cuatro dedos.

³Figura 1.3.

Fuente: <http://repository.unimilitar.edu.co/bitstream/10654/15318/3/S%C3%A1nchezCalder%C3%B3nDanielHumberto2016.pdf>.

1.3.4. Diseño e implementación de mecanismo de presión para mano robot antropomórfica

En el 2012 con la colaboración de la Universidad Estatal de Campinas (Brasil), se realizó el diseño de un prototipo de dedo robótico antropomórfico, con el fin de ser usado posteriormente en la inserción de una mano Biomecatrónica. El diseño presenta una nueva alternativa de bajo costo que permite el control y actuación de dicho dedo reduciendo el número de grados de libertad como se puede apreciar en la Figura 1.4⁴. Con el título “Diseño e implementación de mecanismo de presión para mano robot antropomórfica”, fue realizada por los ingenieros Vladimir Pizarro de la Hoz y Giovanni Alberto Rincón Sánchez [39, 38].



Figura 1.4: Modelo del mecanismo.

1.3.5. Elumotion Ltd

Elumotion Ltd. fabrica una réplica de la mano de la Universidad Orebro en el 2007 ver Figura 1.5⁵ y posteriormente ideó una estrategia de actuación para los 12 grados de libertad de la mano. siguiente en las conclusiones del desarrollo de la mano de Sheffield, los componentes de accionamiento se diseñaron en módulos. Cada módulo a la alimentación de la exión y la extensión del dedo comprende varillas telescópicas, completo con un elemento elástico serie. Las varillas de tracción en “tendones” a los dedos, de una manera similar a cómo funciona la mano real. Un segundo módulo más pequeño, sobre la base de un principio similar, mueve los dedos de lado a lado y se encuentra en el espacio de la mano [40].



Figura 1.5: Prototipo desarrollado por la Universidad Orebro por Elumotion Ltd.

⁴Figura 1.4. Fuente: V. P. D. L. H. y. G. A. R. SÁNCHEZ, «Diseño e implementación de mecanismo de presión para mano robot antropomórfica,» 2012 .

⁵Figura 1.5. Fuente: <http://mindtrans.narod.ru/hands/hands.htm>.

1.4. OBJETIVOS

1.4.1. OBJETIVO GENERAL

Diseñar y construir un sistema de emulación de movimiento de un miembro superior y su sistema de control mediante el uso de señales de origen electrofisiológico (EMG).

1.4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar y construir una prótesis electromecánica transcubital (debajo de codo) la cual emule los principales movimientos de muñeca y mano.
- Desarrollar un sistema el cual permita, captar y realizar un procesamiento de señales bio-eléctricas electromiográficas de tipo superficial (EMGS).
- Implementar técnicas de inteligencia artificial, para el reconocimiento de patrones en la realización de movimientos para el control de la estructura artificial.

1.5. ORGANIZACIÓN DEL DOCUMENTO

A continuación, se indicará un breve resumen del contenido de cada uno de los capítulos tratados en este documento.

Capítulo 1: plantea las generalidades del proyecto sirviendo de guía como punto de partida para el mismo.

Capítulo 2: habla sobre generalidades de cada uno de los componentes y técnicas involucradas en el planteamiento y desarrollo del presente trabajo, para de este modo, proporcionar una percepción más clara del mismo.

Capítulo 3: plantea desde el punto de vista médico un acercamiento al funcionamiento y composición de las extremidades objetivo, las cuales este trabajo se encarga de abordar.

Capítulo 4: define en detalle el desarrollo y parámetros utilizados etapa por etapa sobre cada uno de los elementos por los cuales está compuesto el sistema de emulación de movimiento.

Capítulo 5: muestra el proceso de implementación de cada una de las etapas relevantes obtenidas tras el diseño mecatrónico obtenido en el Capítulo 4.

Capítulo 6: expone los resultados obtenidos en las etapas principales, así como cada uno de los modelos y hallazgos previos al producto final.

Capítulo 7: se centra en el desenlace o conclusiones producto del desarrollo al llevar a cabo este trabajo en cada una de sus etapas, desde concepción hasta construcción y ejecución.

Capítulo 2

MARCO TEORICO

Introducción

El siguiente capítulo tiene como objetivo ofrecer al lector una idea sobre los principios y fundamentos de cada uno de los componentes, los cuales han sido base del proyecto.

De acuerdo con la Asociación Colombiana de Medicina Física y Rehabilitación, se estima que la incidencia de amputación en el país se da de 200 a 300 personas por cada 100 mil habitantes, dicha cifra es calculada teniendo en cuenta que del 10 por ciento de discapacitados Colombianos, entre el 5 y el 10 por ciento son amputados [1], lo anterior tiene como consecuencia una baja calidad de vida, pues dichos individuos pueden presentar complicaciones para desenvolverse en un ambiente laboral y/o personal cotidiano. La condición a la que se enfrenta una persona amputada va enmarcada en múltiples variables como por ejemplo rechazo social, psicológico y familiar los cuales en ocasiones pueden llegar a generar depresión y suicidio [7]. Dichas condiciones enfatizan sobre la baja calidad de vida presente en estas personas.

En un estudio realizado por Burguer y Marince[8], se determinó la tasa de desempleo en personas amputadas mayores de 45 años, siendo menor para las personas amputadas por debajo de esta edad. Esto entonces involucra factores asociados a esta situación como son la edad, el género y la educación, puntos importantes en la recuperación de su funcionalidad psicosocial [9]. La meta a la cual está orientado todo el proceso de rehabilitación es permitir la máxima funcionalidad y el uso eficaz de los medios físicos de soporte como son su vida cotidiana, laboral, familiar y social [10].

En un estudio realizado por Fisher, se aplicó un cuestionario de empleo a cien pacientes a quienes donde se preguntó el nivel y causa de la amputación y la satisfacción del uso de la prótesis, la información obtenida fue que el 66 % de los pacientes se empleó y el 84 % estuvo satisfecho con la prótesis [11]. Es difícil determinar el número exacto de personas que han tenido amputaciones alrededor del mundo. Muchos países no guardan un record con la cantidad de pacientes con amputaciones ni tampoco las causas de éstas. La causa de las amputaciones varía de acuerdo a la región tal y como se puede apreciar en la Figura 2.1¹ [3].

¹Figura 2.1. Fuente: <http://www.rompglobal.org/espanol/prosthetics101.php>.

Las tres razones principales de amputación son:

- Enfermedades.
- Trauma.
- Deformaciones.

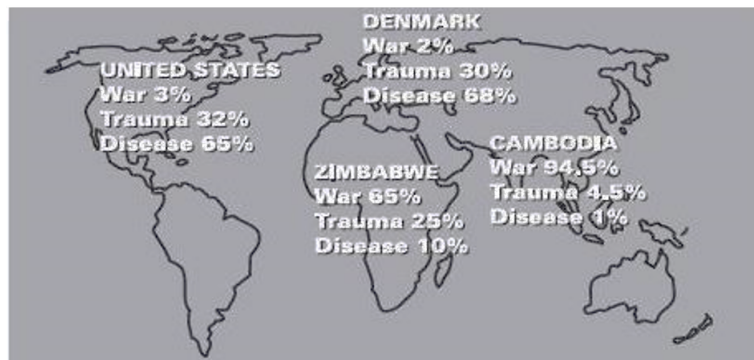


Figura 2.1: Porcentaje aproximado de causas de amputación en ciertas zonas del mundo.

Adicional a esto, en la Tabla 2.1², se evidencia algunas de las causas de amputaciones en el mundo.

Tabla 2.1: Causas de las amputaciones en el mundo.

País	Trauma relacionado con la guerras	Otros traumas	Enfermedad
Cambodia	94.5 %	4.5 %	1 %
Zimbabwe	65 %	25 %	10 %
Estados Unidos	3 %	32 %	65 %
Dinamarca	2 %	30 %	68 %

Trauma

Es la causa principal de las amputaciones en todo el mundo. Como se explica anteriormente, el número de personas amputadas por algún trauma, varía de acuerdo al país. En países del primer mundo, usualmente son consecuencia de accidentes en áreas industriales, con maquinaria agrícola, o accidentes de tránsito (automóviles, trenes, motocicletas, entre otros). Amputaciones de trauma forman parte del 30 % de nuevos casos. En países que han pasado recientemente por guerras, la amputación por trauma alcanza el 80 % de todos los casos. En muchas de estas regiones, los campos minados se han convertido en el problema principal. Actualmente, hay más de 100 millones de campos minados en más de 60 naciones en todo el mundo. Las estadísticas de la ONU indican que cada semana, al menos 150 personas mueren o pierden miembros en los campos minados. Las heridas a menudo incluyen múltiples miembros, pecho, genitales y cara.

²Tabla 2.1. Fuente: <http://www.rompglobal.org/espanol/prosthetics101.php>.

Las amputaciones debido a traumas son más frecuentes en una población joven y activa que en aquellas con baja actividad. Por otra parte, las mordidas de insectos, animales o humanos infectados, u otro tipo de heridas, son también una causa importante de la amputación de miembros en zonas sin acceso a antibióticos. El uso inapropiado de medicinas tradicionales, por lo general aumenta la infección en lugar de mejorarla [3].

Enfermedades

La mayoría de enfermedades que contribuyen a las amputaciones son: vasculares, diabetes y tumores. En países industrializados, como E.E.U.U. y Dinamarca, aproximadamente el 65 % de las amputaciones cada año son por causa de enfermedades. Sin embargo, en países en vías de desarrollo la situación varía ya que como se ha explicado previamente, las amputaciones son por lo general por un trauma. Entre las enfermedades que causan amputaciones, la vascular debido a la circulación insuficiente, es la más común; ya que al haber una limitación del paso de la sangre arterial hacia la extremidad inferior, se producen úlceras y gangrenas, y estas conducen hacia una amputación. En el mundo, se estima que alrededor de 135 millones de personas sufren de diabetes, siendo una causa importante de amputaciones ya que es una enfermedad que disminuye la circulación sanguínea en las extremidades. Esto también, puede llevar a la formación de úlceras e infecciones, provocando finalmente también una amputación. Asimismo, tumores en huesos, músculo y piel, podrían provocar la pérdida de miembros. Si es que se desarrolla un tumor en alguna extremidad, es necesario extraerlo para evitar problemas mayores, así como también la expansión del mismo hacia otras partes del cuerpo. La lepra es una enfermedad que disminuye lentamente la sensibilidad en manos y pies, si es que hubiera una herida infectada en estas partes y no se da un tratamiento adecuado, puede también terminar en amputación. Se han realizado investigaciones para obtener datos de edades con más riesgo de sufrir amputaciones, sin embargo, cuando las causas son infecciones, enfermedades o accidentes, es muy relativa la edad y no se pueden tener estadísticas más que en caso de diabetes es por lo general en gente pasada los 60 y cuando son por accidentes o traumas, suele presentarse en poblaciones activas [3].

Malformación Congénita

Las amputaciones debido a malformaciones congénitas ocupan un porcentaje bajo. En estos casos, puede ser por que los niños nacen con un miembro anormalmente corto, deforme o sin miembro. La amputación depende de que tan grave sea la malformación, y en caso de ser necesaria, se aplica desde ese momento una prótesis en reemplazo del miembro perdido. Solo el 3% de las amputaciones son por malformaciones congénitas [3].

Niveles de amputación

Los niveles son definidos como los lugares de amputación con el fin de obtener el mejor muñón, el cual sea de mayor utilidad para la ubicación de una prótesis.

Se considera dividiendo en tercios los segmentos brazo, antebrazo, muslo, pierna o las articulaciones cercanas, como es el caso de la interescápulo torácica, hombro, codo, muñeca, hemipelviectomía, cadera, rodilla, tobillo, mediotarsiana y transmeta-tarsiana, estos deben preservar lo más posible de la extremidad comprometida, tomando en consideración no sólo su longitud, sino los niveles funcionales de la misma, es decir, las articulaciones [4].

A continuación, se pueden observar los porcentajes de cada zona más común a ser amputada en la Figura 2.2³.

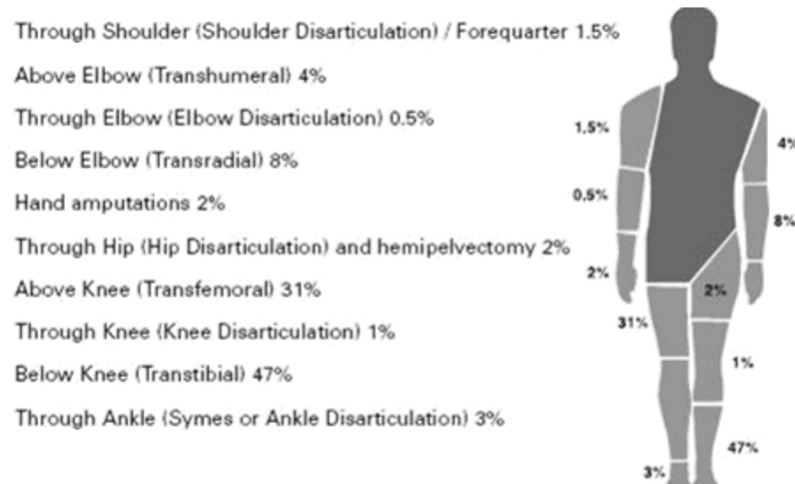


Figura 2.2: Porcentaje de los niveles de amputación.

Estas básicamente se pueden abordar en 2 grupos principales:

- Amputación de extremidad superior.
- Amputación de extremidad inferior.

Sin embargo, esta investigación se centrara en temas referentes a amputación de extremidad superior, teniendo en cuenta los niveles de amputación en esta extremidad como se muestra en la Figura 2.3⁴.

³Figura 2.2. Fuente: <http://www.rompglobal.org/espanol/prosthetics101.php>.

⁴Figura 2.3. Fuente: <http://www.rompglobal.org/espanol/prosthetics101.php>.

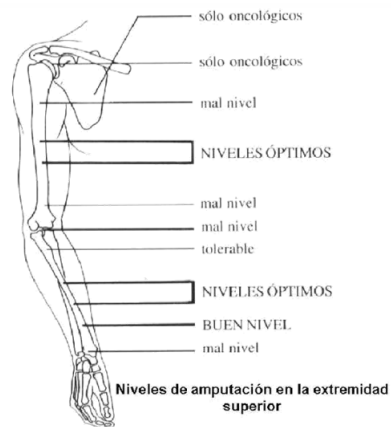


Figura 2.3: Niveles de amputación en la extremidad superior.

Tratamiento protésico

Prótesis provisional o rehabilitadora: Justo entre las 4 y 6 semanas después de realizada la intervención quirúrgica se coloca al paciente una prótesis provisional o rehabilitadora y es llevado a las paralelas observándose la postura, el equilibrio y la estabilidad. Se le enseñarán los movimientos de rutina (flexión, extensión, abducción, y aducción) los que se realizarán con la prótesis para ver el dominio de la misma y con el miembro indemne para valorar el apoyo. Por último se iniciará el entrenamiento de la marcha [6].

Los objetivos son que el paciente aprenda a:

- Permanecer de pie y transferir el peso corporal a la prótesis y mantener el equilibrio.
- Utilizar el muñón para mover la prótesis y establecer un patrón de marcha.
- Obtener reducción del edema postoperatorio por la presión mecánica de la cavidad y el uso activo muscular.
- Vencer mediante la actividad cualquier contractura en flexión que exista.
- Determinar el grado de función a obtener.
- Colocarse la prótesis.
- Ponerse de pie y sentarse.
- Subir y bajar escaleras y planos inclinados.

Prótesis definitiva

Una vez logrados los objetivos anteriores se coloca la prótesis definitiva iniciándose la fase final de la rehabilitación hasta su reincorporación social y/o laboral [6]. A medida que el paciente adquiere confianza y destreza con esta prótesis se van incorporando movimientos y actividades

más complejas hasta alcanzar un nivel de actividad adecuado a su edad, mentalidad, estado físico, tipo de amputación y ocupación [6].

Dentro de las prótesis definitivas para miembro superior se hallan estudios en:

La siguiente consideraciones referentes a las prótesis para amputación parcial o total de la mano fueron tomadas de [2].

1. Amputación del pulgar: solo será necesario colocar una prótesis si la amputación es a nivel de la falange proximal. La sujeción de la prótesis se puede realizar, o bien mediante una cinta alrededor de la muñeca que fije el pulgar profetizado o mediante unas valvas que rodean la zona palmar y dorsal de la mano.
2. Amputación de uno o varios de los otros cuatro dedos: similar a la prótesis por amputación del pulgar.
3. Amputación de los dedos 2º al 5º: se pueden utilizar aparatos simples “pilones” siendo estos una prótesis de materiales plásticos rígidos para realizar la base de oposición utilizando el pulgar indemne.
4. Niveles trans-metacarpianos distal y proximal: en este caso se puede colocar una prótesis de tipo mitón (dedos ligeramente flexionados sin separación entre ellos), o un prótesis abierta de acero (presenta una varilla de acero para utilizar el pulgar intacto como un dispositivo de oposición).

Prótesis para amputación del antebrazo: la prótesis funcional convencional para la amputación del antebrazo se acciona por tracción mediante la fuerza de la musculatura.

1. Prótesis para la amputación del brazo.
2. Prótesis para la desarticulación del hombro.
3. Prótesis bioeléctricas del miembro superior: las prótesis bioeléctricas se enmarcan dentro del grupo de prótesis funcionales activas, de fuerza ajena exógena y de control y fuerza eléctrica.

Existen dos tipos principales:

1. Dispositivo Greifer: mecanismo en forma de pinza que sirve para sujetar y soltar objetos, ya que sus electromotores permiten que se abra y cierre.
2. La mano anatómica: en forma de pinza per con una de las dos ramas de la pinza dividida en dos sub ramas que se oponen a la otra rama de la pinza, haciendo las funciones de pinza entre el pulgar y el 2º y 3er dedo.

La primera prótesis de miembro superior registrada data del año 2000 a. C., fue encontrada en una momia egipcia; la prótesis estaba sujeta al antebrazo por medio de un cartucho adaptado al mismo.

Junto con la llegada del manejo del hierro, el hombre fue capaz de crear cosas más resistentes y robustas, justo como la mano de hierro para el general romano Marcus Sergius, el cual durante la Segunda Guerra Púnica (218-202 a. C.), utilizaba para portar su espada, esta fue la primer mano de hierro en la historia registrada[5].

Junto con el avance del tiempo, vienen las mejoras, lo que se apreció alrededor del año 1400, cuando fue fabricada la mano de alt-Ruppín también de hierro la cual constaba de dedos flexibles y de un pulgar rígido en oposición, los cuales eran flexionados pasivamente mediante un mecanismo de trinquete. Además, constaba de una muñeca móvil[5].

Ejemplo de esto, se puede apreciar en la Figura 2.4⁵.



Figura 2.4: Mano de alt-Ruppín construida con hierro en el año 1400.

No es sino hasta el siglo XVI, que el diseño del mecanismo de las prótesis de miembro superior se ve mejorado considerablemente, gracias al médico militar francés Ambroise Paré, quien desarrolló el primer brazo artificial móvil al nivel de codo, llamado Le petit Loraine en la Figura 2.5⁶, el mecanismo era relativamente sencillo tomando en cuenta la época, los dedos podían abrirse o cerrarse presionando o traccionando, además de que constaba de una palanca, por medio de la cual, el brazo podía realizar la flexión o extensión a nivel de codo. Esta prótesis fue realizada para un desarticulado de codo. Paré también lanzó la primera mano estética de cuero, con lo que da un nuevo giro a la utilización de materiales para el diseño de prótesis de miembro superior[5].

⁵Figura 2.4. Fuente: <http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01-1a.htm>.

⁶Figura 2.5. Fuente: http://biomed.brown.edu/Courses/BI108/BI108_2003_Groups/Hand_Prosthetics/history5.jpg.

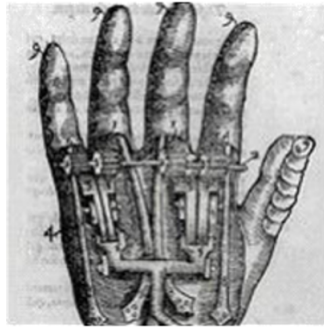


Figura 2.5: Primer brazo artificial móvil “Le petit Loraine”.

En el siglo XIX se emplean el cuero, los polímeros naturales y la madera en la fabricación de prótesis; los resortes contribuyen también al desarrollo de nuevos mecanismos para la fabricación de elementos de transmisión de la fuerza, para la sujeción, entre las innovaciones más importantes al diseño de las prótesis de miembro superior, se encuentra la del alemán Peter Beil. El diseño de la mano cumple con el cierre y la apertura de los dedos pero, es controlada por los movimientos del tronco y hombro contra lateral, dando origen a las prótesis autopropulsadas. Más tarde el Conde Beafort da a conocer un brazo con flexión del codo activado al presionar una palanca contra el tórax, aprovechando también el hombro contra lateral como fuente de energía para los movimientos activos del codo y la mano. La mano constaba de un pulgar móvil utilizando un gancho dividido sagitalmente, parecido a los actuales ganchos Hook Figura 2.6 ⁷[5].



Figura 2.6: Prótesis de mano con pulgar móvil y gancho dividido sagitalmente.

Más tarde en el siglo XX, gracias al médico francés Gripoulleau, muchos amputados regresaron a su vida laboral, gracias a uso de accesorios que podían ser utilizados como efector final, capaces de ser implementados en labores de precisión y de fuerza.

El origen de las prótesis activadas por los músculos del muñón se da en Alemania gracias a Sauerbruch, el cual logra idear como conectar la musculatura flexora del antebrazo con el mecanismo de la mano artificial, mediante varillas de marfil que hacía pasar a través de túneles cutáneos, haciendo posible que la prótesis se moviera de forma activa debido a la contracción muscular[5].

⁷Figura 2.6. Fuente: <http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01-1a.htm>.

Unos cuantos años más adelante, gracias a sistemas de propulsión asistida creados en 1946, se desarrollan prótesis neumáticas y eléctricas.

Alrededor del año 1960, Rusia ve un gran avance al desarrollar las primeras prótesis con mando mioeléctrico, inicialmente para personas con amputación de antebrazo alcanzando una fuerza prensora de alrededor de 2 kilogramos[5].

2.1. PRÓTESIS DE MIEMBRO SUPERIOR

Se entiende en general por prótesis como un elemento u/o herramienta ya sea netamente mecánica o electromecánica el cual es capaz de reemplazar o compensar la pérdida de un miembro o parte del miembro de un individuo.

Estas pueden clasificarse en 3 categorías principales [14, 16]:

- Según nivel de amputación:
 - Desarticulados.
 - Hombro.
 - Codo.
 - Muñeca.
 - Prótesis bajo de codo.
 - Prótesis arriba de codo.
- Según material constitutivo:
 - Mecánicos.
 - Electrónicas.
 - Mioeléctricas.
 - Híbridas.
- Según función:
 - Pasivas o cosméticas.
 - Activas o funcionales.

Teniendo en cuenta las categorías de clasificación es posible identificar la categoría de “según función”, cómo la más válida y/o de mayor importancia para diseño de prótesis de miembro superior; teniendo en cuenta lo dicho anteriormente, enfocaremos el trabajo en ésta clasificación.

2.1.1. PRÓTESIS PASIVAS

Se entiende cómo prótesis pasivas a toda clase de prótesis las cuales no poseen elementos o dispositivos electrónicos u otros. En adición la funcionalidad de éste tipo de prótesis está dada o es generada por fuerzas que realiza el mismo usuario o que inclusive se van manifestando por reacciones de inercia, sirven también para mejorar el aspecto exterior, las cuales deben satisfacer las exigencias del paciente con base a criterios tales como:

- Aspecto.
- Peso.
- Confort.

En la Figura 2.7⁸ se puede apreciar un ejemplo de prótesis pasiva.



Figura 2.7: Prótesis pasiva de miembro superior.

2.1.2. PRÓTESIS ACTIVAS

Se entiende cómo prótesis activas a todas aquellas prótesis las cuales poseen dispositivos activos encargados de cumplir o facilitar alguna funcionalidad con base al miembro que está reemplazando.

Dentro de ésta clasificación es posible tener en cuenta tres (3) categorías principales dependiendo del sistema que actúa [15]:

MECÁNICA

Son todas aquellas prótesis de energía corpórea, activadas por fuerza propia, las cuales utilizan sistemas de cables dirigidos por movimientos realizados por el muñón o por la cintura escapular (abducción escapular, antepulsión del hombro) como se puede apreciar en la Figura 2.8⁹.

⁸Figura 2.7. Fuente: http://www.arcesw.com/pms2_archivos/PVC%20cosmetic%20glove_passive%20hand.jpg.

⁹Figura 2.8. Fuente: <http://www.tec-nica.com.ar/mimb.jpg>.

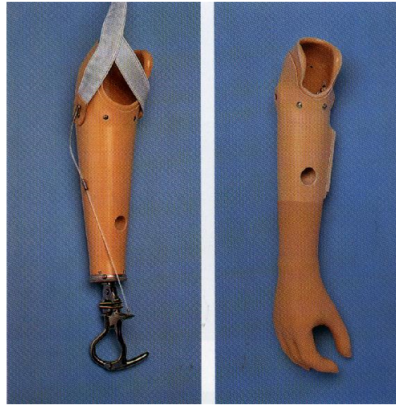


Figura 2.8: Prótesis mecánica de miembro superior.

ELÉCTRICA O MIOELÉCTRICA

Son todas aquellas prótesis de energía ajena, activadas por fuerza externa, las cuales utilizan bio-potenciales eléctricos en mili o micro voltios, presentes y detectables en la superficie de la piel, cuando existe una contracción del músculo base emisor del movimiento.

Estos bio-potenciales son detectados mediante electrodos, amplificados y enviados como señales para el control de los elementos funcionales Figura 2.9¹⁰.



Figura 2.9: Prótesis mioeléctrica de miembro superior.

HIBRIDA

Son todas aquellas prótesis, las cuales combinan sistemas de fuerza, recogen energía propia (corpórea) y generan energía externa (extracorpórea), debido a esto reciben también el nombre de prótesis de energía mixta, combinando los principios de funcionamiento de la prótesis mecánica y la prótesis mioeléctrica Figura 2.10¹¹.

¹⁰Figura 2.9. Fuente: <http://www.arcesw.com/pms1.htm>.

¹¹Figura 2.10. Fuente: <http://www.monografias.com/trabajos102/las-protesis-inteligentes/image004.jpg>.



Figura 2.10: Prótesis híbrida.

2.2. AMPLIFICADOR OPERACIONAL

El concepto de amplificador operacional (AO) surge de la era analógica, derivado del amplificador dc (amplificador acoplado en continua) usando una entrada diferencial y ganancia extremadamente alta, donde sus características de operación estaban delimitadas por los elementos implementados en su realimentación, originalmente empleado en operaciones matemáticas como suma, resta, multiplicación, división, integración, derivación, etc, en calculadoras analógicas.

Este básicamente es un dispositivo electrónico, actualmente integrado, el cual consta de dos (2) entradas y una (1) salida, donde la salida es el resultante de la diferencia entre las dos entradas por un factor de ganancia normalmente denominado por la letra “G”.

$$V_{out} = G(V_+ - V_-) \quad (2.1)$$

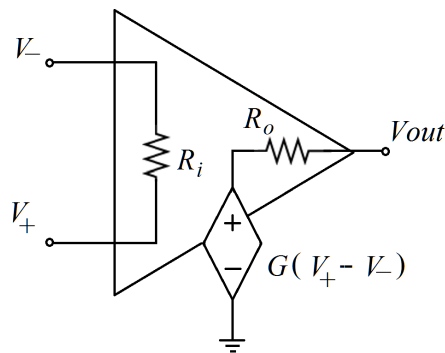


Figura 2.11: Esquema amplificador Operacional.

En términos ideales el amplificador operacional posee las siguientes características:

- Ganancia infinita.
- Impedancia de entrada infinita.
- Ancho de banda infinito.
- Impedancia de salida nula.
- Tiempo de respuesta nulo.
- Ruido nulo.
- Corrientes de entrada cero.
- Voltaje de desequilibrio cero.
- Infinito rechazo de modo común (CMRR).
- Infinito factor de rechazo a fuente de alimentación (PSRR).
- Infinito rango de voltajes disponible en la salida.
- Infinito ancho de banda con desplazamiento de fase cero.
- Rapidez de variación de voltaje infinita.

2.2.1. COMPORTAMIENTO EN CORRIENTE CONTINUA (D.C.)

Open Loop

La salida o respuesta del amplificador operacional en lazo abierto será el resultado de la diferencia entre sus entradas, multiplicada por un factor de ganancia, en donde dicho factor será alrededor del orden de 100.000, a diferencia del modelo ideal, el AO real posee topes entre dichas limitantes. El AO no es capaz de entregar más tensión de la presente en su alimentación, por lo tanto puede darse un caso de saturación, la cual será aprovechada en casos de requerir un comparador.

Closed Loop

Es entendido como lazo cerrado, cualquier sistema o circuito que posea realimentación.

Suponiendo un aumento en la tensión del *input*, producirá un aumento en la tensión del *output*, sin embargo al incluir una realimentación negativa, al aumentar la tensión en el *-input*, por la regla de diferencias de tensión de *inputs* se verá una disminución en la tensión de *output*, lo que estabilizará el sistema. Esto corresponde al principio de funcionamiento del AO en *closed loop*.

2.2.2. COMPORTAMIENTO EN CORRIENTE ALTERNA (A.C.)

Es necesario tener en cuenta que aunque el comportamiento en corriente alterna, es similar al comportamiento en corriente continua, a partir de ciertas frecuencias aparecen limitaciones.

2.2.3. CONFIGURACIONES COMUNES DE LOS AO

AMPLIFICADOR INVERSOR

La función principal de este tipo de amplificadores como su nombre lo indica, es amplificar e invertir una señal, lo que significa que abra una diferencia en la ganancia de la señal de salida comparada con la señal de entrada, adicionalmente esta señal presenta un desfase de 180° o π (Rad).

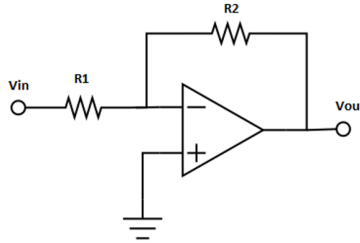


Figura 2.12: Amplificador Inversor.

Esta ganancia puede ser expresada mediante la siguiente relación:

$$G = -\frac{V_{out}}{V_{in}} \quad (2.2)$$

Dónde:

G : Ganancia del Amplificador en Volts.

V_{in} : Voltaje de entrada.

V_{out} : Voltaje de salida.

Dentro de las consideraciones a tener, se debe enfatizar en el hecho de que el amplificador operacional no amplifica de igual forma en todo el rango de las frecuencias posibles, a medida que aumenta la frecuencia de la señal a ser amplificada la capacidad del amplificador operacional para amplificar disminuye.

Esta ganancia en términos de la frecuencia puede ser expresada mediante la siguiente relación:

$$G_{dB} = 10 \log_{10} \frac{P_2}{P_1} \quad (2.3)$$

Dónde:

G_{dB} : Ganancia expresada en decibeles.

P_1 : Nivel de potencia 1.

P_2 : Nivel de potencia 2.

En adición, encontramos la zona de saturación, esta zona hace referencia al límite máximo al que puede llegar la salida entregada por el amplificador la cual sería aproximadamente entre 1.5 y 2 voltios menos que la tensión entregada por las fuentes con la cual es alimentado el amplificador. Si la señal de entrada es mayor, al máximo de alimentación se produce la saturación y en este caso la tensión de salida del amplificador se verá “recortada”, tanto en los picos negativos como en los positivo Figura 2.13.

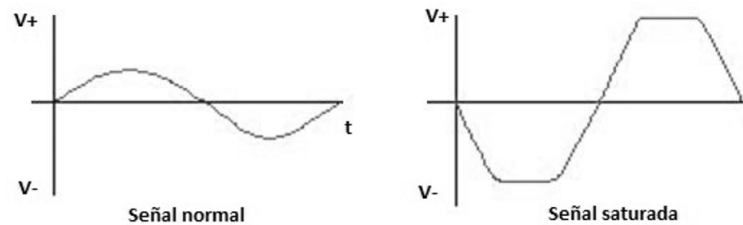


Figura 2.13: Señal normal y señal saturada.

AMPLIFICADOR NO-INVERSOR

La función principal de este tipo de amplificadores como su nombre lo indica, amplifica una señal sin llegar a invertirla, lo que significa que se presenta una diferencia en la ganancia de la señal de salida comparada con la señal de entrada. Gracias a que existe una alta impedancia de entrada, garantiza una baja potencia de entrada por lo que disminuye y puede llegar a anular la distorsión de dicha señal de entrada. Además, posee una baja impedancia de salida por lo que se asegura que la señal de salida caerá completamente en la R2.

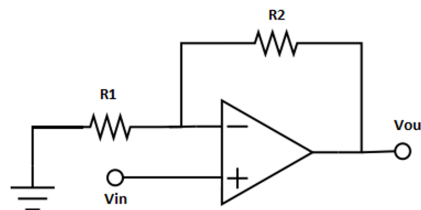


Figura 2.14: Amplificador No-Inversor.

Esta ganancia puede ser expresada mediante la siguiente relación:

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (2.4)$$

Dónde:

G : Ganancia del Amplificador en Volts.

R_1 : Resistencia de entrada.

R_2 : Resistencia de salida.

COMPARADOR

Este tipo de amplificadores, son circuitos no lineales tradicionales en lazo abierto, implementados comúnmente para comparar señales (actuando una de ellas como tensión de referencia) y de este modo poder determinar cuál de ellas es la mayor y/o cual es la menor.

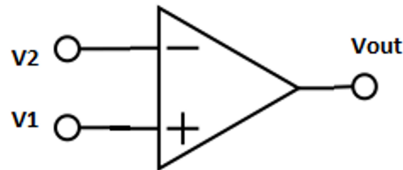


Figura 2.15: Comparador de voltaje.

Al igual que otros tipos de amplificadores, este requiere ser alimentado por dos fuentes de corriente continua, a las que llamaremos “+vcc” y “-vcc”, además de tener en cuenta las señales de entrada al arreglo “v₁” y “v₂”.

Gracias a las características de su funcionamiento, su comportamiento está definido por dos simples reglas:

- a) Si la tensión en la entrada positiva (v₁) es mayor que la tensión presente en la entrada negativa (v₂), la salida del comparador, será igual a la magnitud de tensión, presente en +vcc.
- b) Si la tensión en la entrada positiva (v₁) es menor que la tensión presente en la entrada negativa (v₂), la salida del comparador, será igual a la magnitud de tensión, presente en -vcc.

$$V_{out} = \begin{cases} +V_{ss} & v_1 > v_2 \\ -V_{ss} & v_1 < v_2 \end{cases} \quad (2.5)$$

SEGUIDOR DE VOLTAJE

Esta configuración del amplificador operacional proporciona a la salida la misma tensión que a la entrada, sin importar la carga que se le acople.

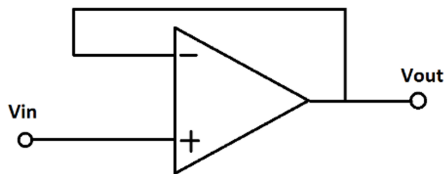


Figura 2.16: Seguidor de voltaje.

Presenta la gran característica de que la impedancia de entrada es muy alta y la de la salida es prácticamente cero, bastante útil para eliminar efecto de carga o para adaptar impedancias además de realizar mediciones de tensión de un sensor con una intensidad muy pequeña sin que llegue a afectar sensiblemente a medición.

INTEGRADOR

Este circuito se encarga de realizar la operación matemática de integración en donde la tensión de salida del circuito integrador es directamente proporcional al área bajo la curva de la señal de entrada en cualquier instante.

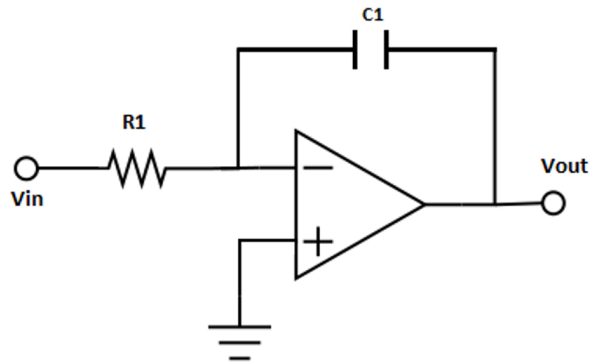


Figura 2.17: Integrador ideal.

Su respuesta puede ser expresada mediante la siguiente ecuación:

$$V_{out}(t) = -\frac{1}{RC} \int_0^t V_{in}(t) dt \quad (2.6)$$

Lamentablemente, en condiciones reales se presenta un problema con la saturación del amplificador operacional, debido a una asimetría en los cambios entre la entrada y la salida, para corregir este defecto basta con limitar la ganancia del amplificador operacional mediante una resistencia (R_F) en paralelo al condensador.

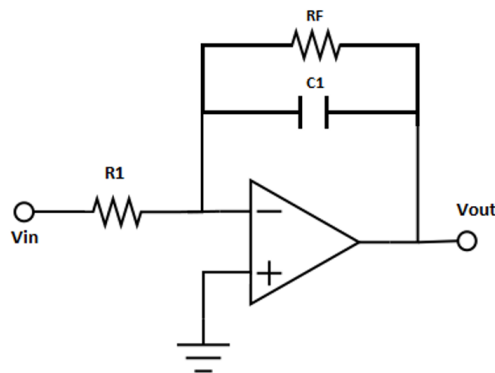


Figura 2.18: Integrador con limitación de ganancia.

DERIVADOR

Al igual que el integrador, el derivador realiza una operación matemática, en este caso la derivación, logrando que la salida sea proporcional a la derivada en el tiempo de la señal que entra al circuito.

Gracias a esto, es notable que la magnitud de la salida es determinada por la velocidad a la que se aplica el voltaje a los cambios de la señal de entrada. En otras palabras, entre más rápido ocurran cambios en la entrada, mayor será la tensión a la salida del circuito de derivación.

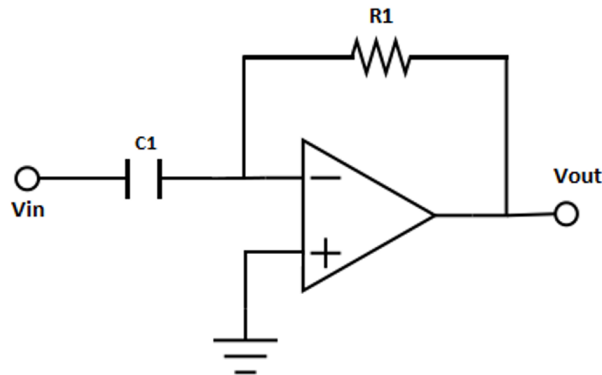


Figura 2.19: Derivador ideal.

Así como con el integrador, en condiciones reales el derivador requiere un ajuste, pequeños ruidos a la entrada se ven reflejados como grandes ruidos a la salida, esto se ajusta implementando una resistencia a la entrada en serie con el primer capacitor.

En adición, el circuito presenta tendencia a oscilar por lo cual es necesario un capacitor en paralelo a la resistencia de realimentación, quedando el circuito como se aprecia en la Figura 2.20.

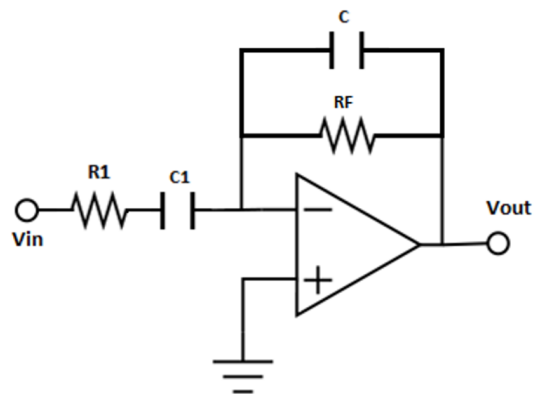


Figura 2.20: Derivador ajustado.

2.3. FILTROS

Un filtro en el campo de la electrónica puede llegar a definirse como un dispositivo o un conjunto de elementos electrónicos encargados de discriminar u omitir determinadas frecuencias de una señal eléctrica la cual pasa a través de él, llegando inclusive a permitir modificar su amplitud y fase [18].

Las características de los filtros pueden llegar a variar dependiendo no sólo de su configuración, también del orden del filtro, siendo este el grado o nivel de aceptación o rechazo de las frecuencias tanto por arriba como por abajo en base a la frecuencia de corte.

Estos pueden ser clasificados en: activos y pasivos.

2.3.1. VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LOS FILTROS ACTIVOS Y PASIVOS

ACTIVOS

Estos son filtros caracterizados por el uso o implementación de uno o más componentes activos (todos aquellos que aporten alguna forma de energía al circuito), permitiendo de este modo que la potencia a la salida sea mayor a la potencia de entrada.

Ventajas:

- Son pequeños y ligeros.
- Permiten una conexión en cascada.
- Pueden llegar a dar ganancia en la banda de paso.
- Ideales para aplicaciones con bajas frecuencias.

Desventajas:

- Requieren fuentes de poder.
- Su frecuencia máxima está limitada a la frecuencia del amplificador operacional que se esté utilizando [19].
- Llegan a ser más costosos que los elementos utilizados en los filtros pasivos.
- Necesitan de un espacio mayor a comparación de su contraparte, los filtros pasivos.

PASIVOS

Es el más básico de los filtros, gracias a que utiliza únicamente elementos pasivos, cómo bobinas, condensadores y resistencias, ya sea ordenado en serie, paralelo o una combinación de ambas, impidiendo que la potencia entregada a la carga externa llegue a ser superior a la potencia proporcionada por la fuente.

Ventajas:

- Debido a sus elementos, resulta más económico y más fácil de implementar.
- No requiere de una fuente de alimentación externa.
- Respuesta aproximada a la función ideal.

Desventajas:

- Los componentes que forman estos filtros llegan a consumir o absorber parte de la señal de energía llegando a afectar la potencia entregada.
- La impedancia de la fuente implementada, llega a verse muy afectada por las características del filtro.
- Elementos como inductancias son difíciles de conseguir y sus valores se incrementan en bajas frecuencias.
- Respuesta a la frecuencia puede tener variaciones importantes a la función ideal.

2.3.2. CONFIGURACIONES DE FILTROS

Dentro del amplio mundo de los filtros en la electrónica, es posible encontrar un sin número de filtros y aplicaciones.

A continuación, se muestran las configuraciones de filtros más comunes y más empleadas en el diario vivir tanto en tu forma activa como en su forma pasiva.

PASA BAJOS

Es aquel filtro el cual permite el paso de todas las señales cuyas frecuencias estén ubicadas o comprendidas desde una frecuencia nula o cero, hasta una frecuencia específica llamada frecuencia de corte f_c , las demás frecuencias por encima de esta f_c serán bloqueadas.

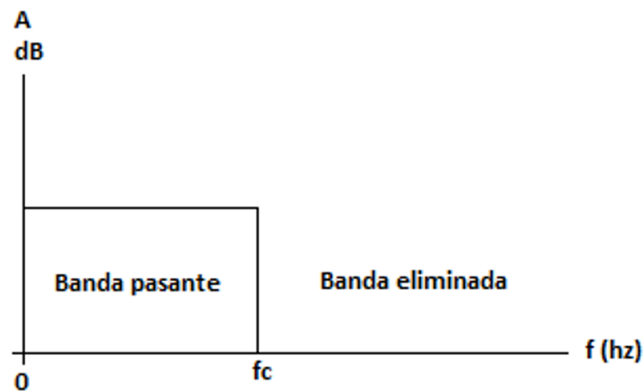


Figura 2.21: Comportamiento ideal filtro pasa bajos.

PASIVO

La siguiente figura es la representación de un filtro pasa bajos pasivo.

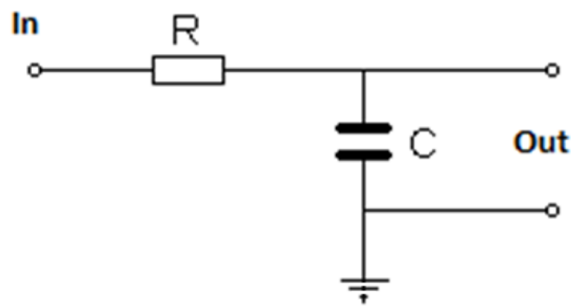


Figura 2.22: Filtro pasa bajos pasivo de primer orden.

En donde la frecuencia de corte f_c , esta expresada en función de su resistencia R y su capacitor C, de la siguiente forma:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.7)$$

Logrando de este modo, que la señal entrante caiga hasta un 70.0 % siempre y cuando $XC = R$ ($XC =$ Reactancia capacitiva y $R =$ Resistencia).

Su amplitud de salida está dada por:

$$V_{out} = \frac{V_{in}}{\sqrt{1 + (2\pi RC)^2}} \quad (2.8)$$

Siendo:

V_{in} : La magnitud o señal de entrada.

ACTIVO

Este tipo de filtros puede ser implementado tanto a través de su componente inversora como no inversora.

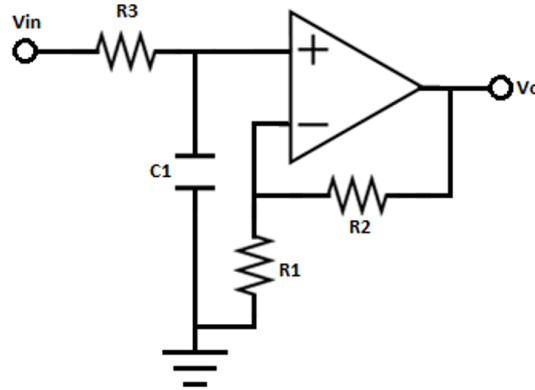
NO INVERSOR

Figura 2.23: Filtro activo pasa bajos no inversor.

Es posible definir el comportamiento de este filtro mediante las siguientes ecuaciones:

$$A_v = \frac{R_2}{R_1} + 1 \quad (2.9)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_3 C_1} \quad (2.10)$$

Siendo:

A_v : La ganancia del filtro.

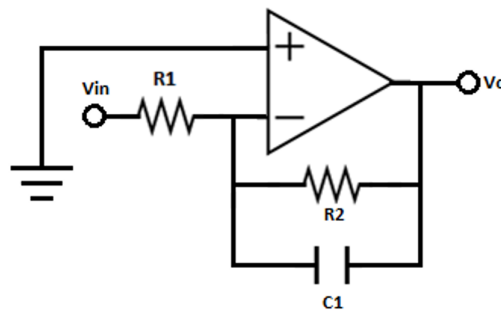
INVERSOR

Figura 2.24: Filtro activo pasa bajos inversor.

Es posible definir el comportamiento de este filtro mediante las siguientes ecuaciones:

$$A_v = -\frac{R_2}{R_1} \quad (2.11)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C_1} \quad (2.12)$$

Siendo:

A_v : La ganancia del filtro.

PASA ALTOS

Este filtro permite el paso de todas las señales cuyas frecuencias estén ubicadas o comprendidas por encima de una frecuencia de corte f_c , todas las demás frecuencias ubicadas entre 0 y f_c serán bloqueadas.

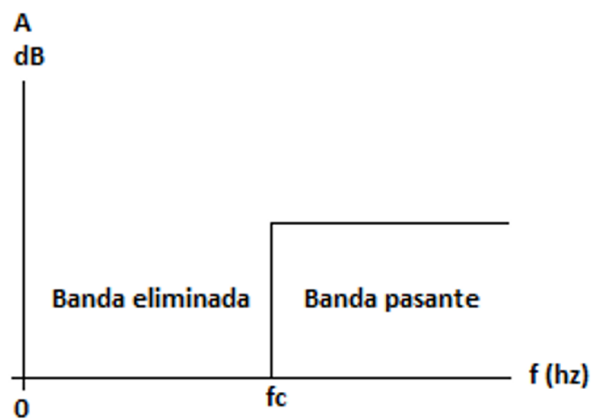


Figura 2.25: Comportamiento ideal filtro pasa altos.

PASIVO

La siguiente figura es la representación de un filtro pasa altos pasivo.

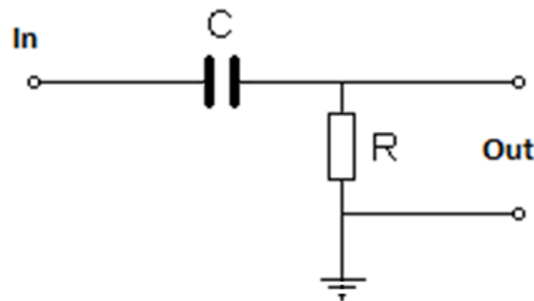


Figura 2.26: Filtro pasa altos pasivo de primer orden.

En donde la frecuencia de corte f_c , esta expresada en función de su resistencia R y su capacitor C , de la siguiente forma:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.13)$$

Su ganancia en tensión está dada por:

$$A = \frac{R}{\sqrt{R^2 + X_c^2}} \quad (2.14)$$

Siendo:

R : La resistencia presente en el circuito.

X_c : La reactancia capacitiva proporcionada por el condensador C .

ACTIVO

Este tipo de filtros puede ser implementado tanto a través de su componente inversora como no inversora.

NO INVERSOR

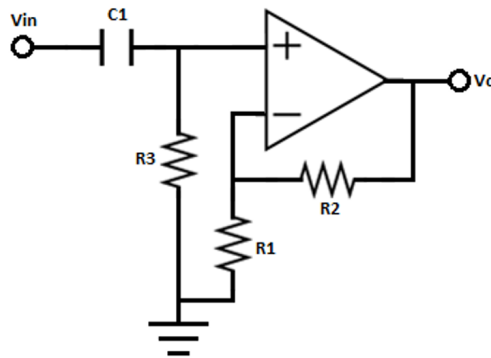


Figura 2.27: Filtro activo pasa altos no inversor.

Es posible definir el comportamiento de este filtro mediante las siguientes ecuaciones:

$$A_v = \frac{R_2}{R_1} + 1 \quad (2.15)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_3 C_1} \quad (2.16)$$

Siendo:

A_v : La ganancia del filtro.

INVERSOR

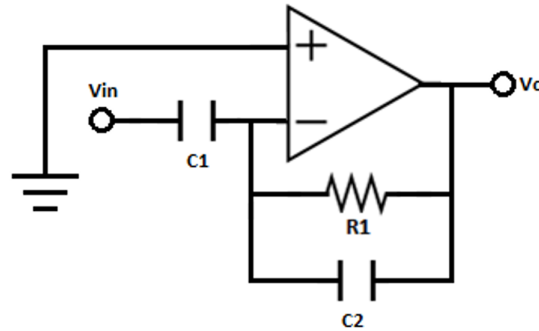


Figura 2.28: Filtro activo pasa altos inversor.

Es posible definir el comportamiento de este filtro mediante las siguientes ecuaciones:

$$A_v = -\frac{C_2}{C_1} \quad (2.17)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C_1} \quad (2.18)$$

Siendo:

A_v : La ganancia del filtro.

PASA BANDA

Este tipo de filtro es una combinación entre los filtros pasa bajos y pasa altos el cual permite el paso de todas las señales cuyas frecuencias estén ubicadas en un rango determinado o específico, delimitado por encima de una frecuencia de corte inferior f_{c1} y por debajo de una frecuencia de corte superior f_{c2} , bloqueando todas las demás frecuencias que se encuentren por fuera de este rango.

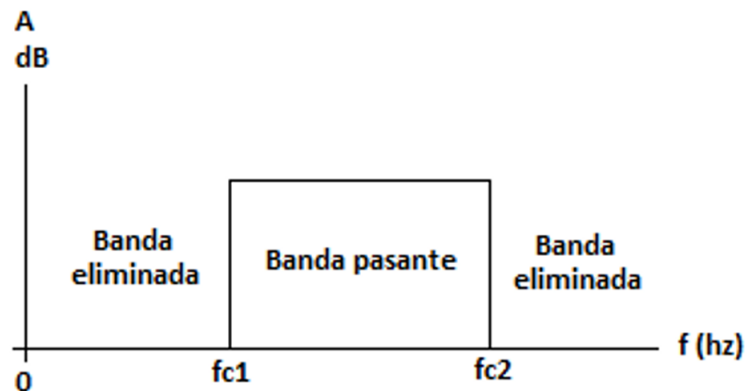


Figura 2.29: Comportamiento ideal filtro pasa banda.

PASIVO

Este circuito es caracterizado por una combinación en serie entre un filtro pasa altos y un filtro pasa bajos.

La siguiente figura es la representación de un filtro pasa banda pasivo.

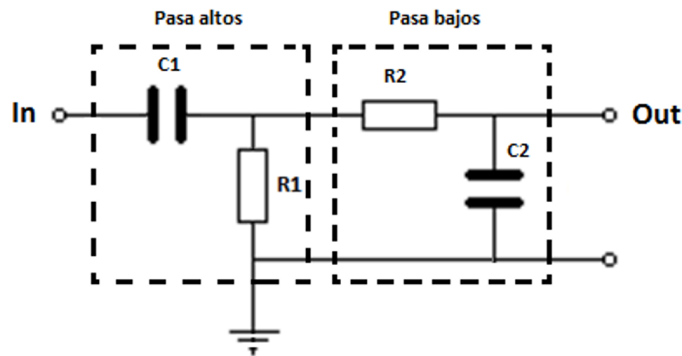


Figura 2.30: Filtro pasa banda pasivo de primer orden.

En este filtro la frecuencia de corte 1, f_{c1} será definida por el filtro pasa altos y la frecuencia de corte 2, f_{c2} estará fijada por el filtro pasa bajos. Al variar o modificar cualquiera de estos filtros presentes en el circuito pasa banda, se ve afectado el rango de las frecuencias permitidas o bloqueadas por este filtro.

Cabe denotar, que aunque estos filtros pueden ubicarse en cualquier orden (ya sea primero el filtro pasa bajos o primero el filtro pasa altos), es necesario tener en cuenta que siempre el último elemento o conjunto de elementos actuarán como carga, para sus predecesores, debido a esto, se busca que el segundo filtro requiera la menor cantidad de corriente posible del primero, sabiendo que el segundo filtro se basa en una frecuencia de corte mayor, los valores de las impedancias causadas por R_2 y C_2 serán mayores [20].

ACTIVO

La siguiente figura es la representación de un filtro pasa banda activo.

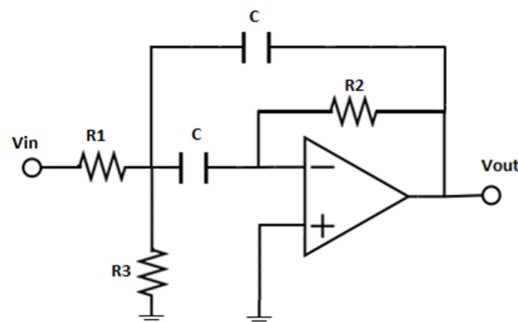


Figura 2.31: Filtro pasa banda activo de segundo orden.

Hay que tener en cuenta que todas las tensiones ubicadas fuera del rango de frecuencias seleccionadas para el diseño serán atenuadas y serán menores al 70.7% de la tensión de entrada.

Teniendo en cuenta las siguientes afirmaciones:

$$C_1 = C_2 = C$$

$$R_1 = R_3 = R$$

El comportamiento del filtro puede ser definido mediante las siguientes ecuaciones de diseño:

Frecuencia de corte f_c :

$$f_c = \frac{1}{\left(2\pi C \sqrt{(R_2 R)}\right)} \quad (2.19)$$

Ancho de banda:

$$B_w = f_2 - f_1 = \frac{1,41R}{\left(CR_2 \sqrt{(R_2 R)}\right)} \quad (2.20)$$

Ganancia del filtro:

$$A_v = \frac{V_{out}}{V_{in}} \quad (2.21)$$

PASIVO

La siguiente figura es la representación de un filtro rechaza banda pasivo.

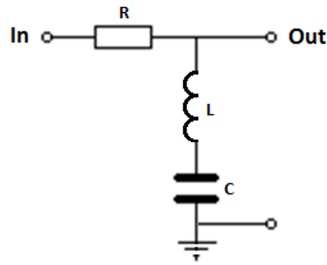


Figura 2.32: Filtro rechaza banda pasivo de primer orden.

Voltaje de salida:

$$V_{out} = I \cdot j \left(\omega L - \frac{1}{\omega C} \right) \quad (2.22)$$

Voltaje de entrada:

$$V_{in} = I \cdot \left[R + j \left(\omega L - \frac{1}{\omega C} \right) \right] \quad (2.23)$$

Ganancia del filtro:

$$A_v = \frac{V_{out}}{V_{in}} \quad (2.24)$$

Esta tipo de filtros posee tres (3) frecuencias principales las cuales son [11]:

Frecuencia de corte 1, f_{c1} :

$$f_{c1} = -\frac{R}{4\pi L} + \frac{1}{4\pi} \sqrt{\frac{R^2}{L^2} + \frac{4}{LC}} \quad (2.25)$$

Frecuencia de corte 2, f_{c2} :

$$f_{c2} = \frac{R}{4\pi L} + \frac{1}{4\pi} \sqrt{\frac{R^2}{L^2} + \frac{4}{LC}} \quad (2.26)$$

Frecuencia de resonancia, f_r :

$$f_r = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (2.27)$$

NOTCH

Este filtro resulta de gran utilidad para aplicaciones cómo:

- Receptores de radio multibanda.
- Supresores de frecuencia de 60 Hz para electrocardiogramas, electroencefalogramas y/o electromiografía.
- Aplicaciones generales de UWB (“Ultra Wide Band”) [22].

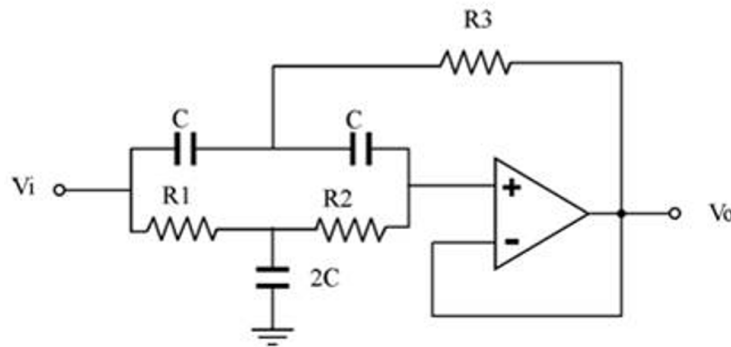


Figura 2.33: Filtro rechaza banda activo de segundo orden tipo Notch.

Tomando en cuenta las siguientes afirmaciones:

$$R_f = \frac{R}{2}$$

$$C_f = 2C$$

Donde la frecuencia característica ω_0 puede describirse como:

$$\omega_0 = \frac{1}{RC} \quad (2.28)$$

La frecuencia de corte f_c estará definida por:

$$f_c = \frac{1}{2\omega RC} \quad (2.29)$$

BUTTERWORTH PASA BAJOS

Este tipo de filtros, es comúnmente implementado en aplicaciones que requieran de una ganancia de lazo cerrado que se aproxime a 1 dentro de la banda de paso seleccionada. Entre mayor sea el grado de este filtro, más pronunciada será la pendiente, permitiendo de este modo, una mejor aproximación al valor ideal como se muestra en la Figura 2.34 ¹²[23].

¹²Figura 2.34. Fuente: <http://www.elo.jmc.utfsm.cl/sriquelme/apuntes/filtros/filtros%20activos.pdf>.

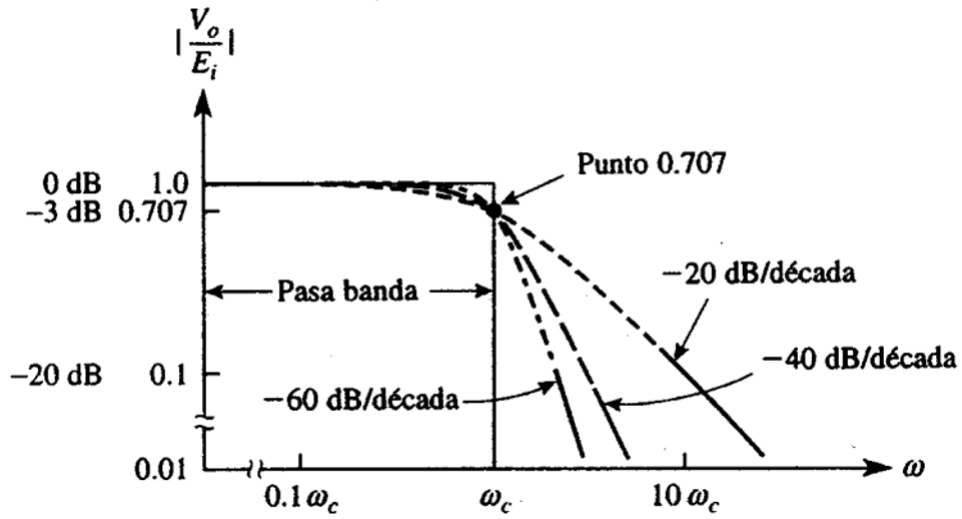


Figura 2.34: Gráfica de respuesta a la frecuencia de tres tipos de filtros pasa bajos Butterworth.

Este tipo de filtros no son diseñados para mantener un ángulo de fase constante en la frecuencia de corte.

Tabla 2.2: Atenuación contra ángulo de fase de filtro Butterworth.

Atenuación	Ángulo de fase
-20 dB/dec	-45°
-40 dB/dec	-90°
-60 dB/dec	-135°

La Figura 2.35 es la representación de un filtro butterworth activo de segundo orden con pendiente -40 dB/dec, mientras que en la Figura 2.36¹³ se aprecia su respuesta a la frecuencia.

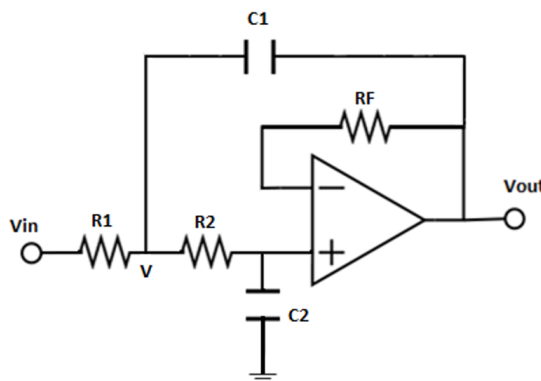


Figura 2.35: Filtro Butterworth activo de segundo orden.

¹³Figura 2.36. Fuente: <http://www.elo.jmc.utfsm.cl/sriquelme/apuntes/filtros/filtros%20activos.pdf>.

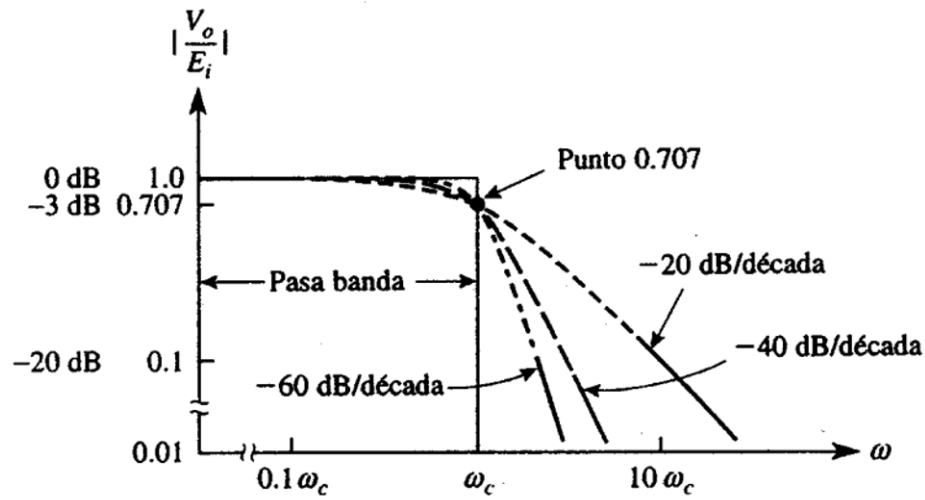


Figura 2.36: Gráfica de respuesta a la frecuencia del filtro pasa bajas de -40 dB/dec.

La ecuación de diseño puede ser obtenida teniendo en cuenta las siguientes afirmaciones:

$$C_1 = 2C_2$$

$$R_1 = R_2 = R$$

$$R_F = 2R$$

$$\frac{V_{in} - V}{R_1} = \frac{V - V_{out}}{R_2} + \frac{V - V_0}{j\omega C_1} \quad (2.30)$$

$$V_{out} = V \times \frac{\frac{1}{j\omega C_2}}{R_2 + \frac{1}{j\omega C_2}} \quad (2.31)$$

$$H(s) = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{\frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}}{S^2 + S \frac{C_2 R_2 + C_2 R_1}{R_1 R_2 C_1 C_2} + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (2.32)$$

Se iguala con la siguiente ecuación normalizada de segundo orden:

$$H(s) = \frac{K}{S^2 + 2\xi w_n S + w_n^2} \quad (2.33)$$

Dónde w_n es la frecuencia natural, representada por:

$$w_n = \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2} \quad (2.34)$$

Reemplazando, la ecuación de diseño es definida por:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R C_2 \sqrt{2}} \quad (2.35)$$

APLICACIONES

Dentro de las principales aplicaciones no sólo de las diferentes configuraciones de los amplificadores operacionales, sino también de los diferentes filtros es posible encontrar:

- Calculadoras analógicas.
- Reguladores.
- Filtros.
- Preamplificadores.
- Supresores de ruido.
- Conversores.

2.4. AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

Este elemento electrónico, es un amplificador diferencial de modo tensión-tensión en dónde su ganancia puede ser establecida de forma realmente precisa gracias a que ha sido optimizado para operar de acuerdo a sus especificaciones llegando a un punto bastante cercano al ideal, inclusive bajo condiciones hostiles o agresivas.

Este tipo de elementos o configuraciones entre amplificadores operacionales, amplifican la diferencia entre dos señales de entrada, sin tener en cuenta cualquier señal que sea común a ambas señales.

Deben ser cumplidas algunas características para la correcta implementación de un amplificador de instrumentación.

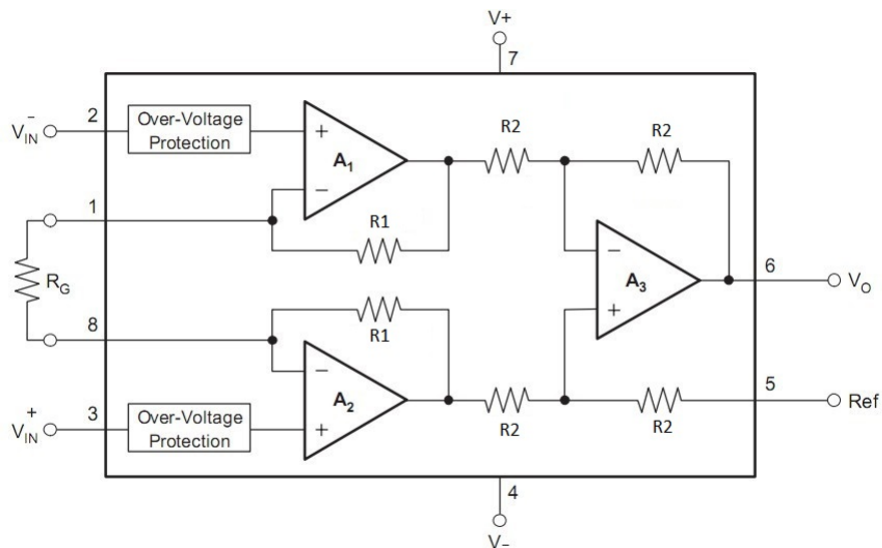


Figura 2.37: Amplificador de instrumentación.

Entre estas características podremos encontrar:

- Deben ser amplificadores diferenciales con una ganancia diferencia bastante precisa y estable, usualmente en un rango entre 1 y 1000.
- Su ganancia diferencial debe permitir ser ajustada mediante un único elemento analógico (resistivo) o digital (conmutable) el cual facilite su ajuste.
- Deben poseer una impedancia de salida muy baja para que su ganancia no sea afectada por la carga que posean a la salida.
- Su ganancia en modo común CMRR debe ser muy baja en base a su ganancia diferencial, lo que significa, que debe ofrecer un CMRR bastante alto para todo rango de frecuencias en los que llegue a operar.
- A su entrada, debe proporcionar una impedancia realmente alta, de este modo su ganancia no se afectará por la impedancia de la fuente de entrada.
- Un amplio ancho de banda, para manejar gran rango de frecuencias.
- Debe poseer un nivel de tensión Offset, realmente bajo así cómo baja deriva en el tiempo para permitir un correcto trabajo con señales continuas muy pequeñas.
- Un buen control de ruido, gracias a un factor de ruido muy cercano a la unidad.
- Una alta razón de rechazo al rizado de la fuente de alimentación.

2.4.1. FUNCIONAMIENTO

El amplificador de instrumentación, está compuesto por tres (3) amplificadores operacionales divididos en dos (2) etapas; una etapa de pre amplificación y una etapa diferencial como se observa en la Figura 2.38.

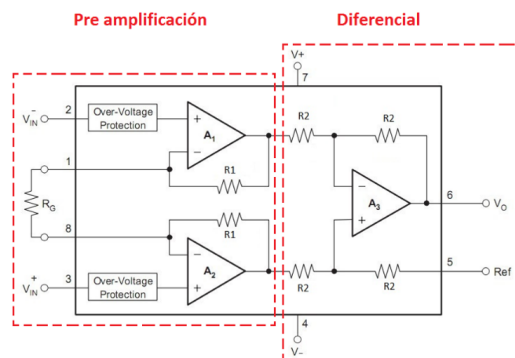


Figura 2.38: Etapas del amplificador de instrumentación.

Teniendo en cuenta el esquema de la siguiente figura, es posible realizar un análisis del comportamiento de este amplificador de instrumentación.

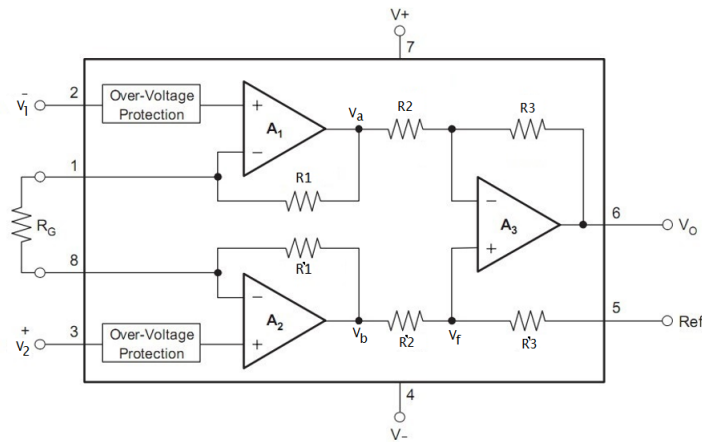


Figura 2.39: Esquema para análisis del amplificador de instrumentación.

2.4.2. ANÁLISIS ETAPA DE PRE AMPLIFICACIÓN

Planteando V_a y V_b en función de V_1 y V_2 :

Para las corrientes en el punto V_a a través de las leyes de Kirschhoff:

$$\frac{V_a - V_1}{R_1} = \frac{V_1 - V_2}{R_G}$$

En términos de V_a

$$V_a = V_1 \left(\frac{R_1}{R_G} + 1 \right) - \frac{R_1}{R_G} V_2 \quad (2.36)$$

Para las corrientes en el punto V_b a través de las leyes de Kirschhoff:

$$\frac{V_1 - V_2}{R_G} = \frac{V_2 - V_b}{R'_1}$$

En términos de V_b

$$V_b = V_2 \left(\frac{R'_1}{R_G} + 1 \right) - \frac{R'_1}{R_G} V_1 \quad (2.37)$$

Realizando la diferencia:

$$V_b - V_a = V_2 - V_1 \left(\frac{R_1 + R'_1}{R_G} + 1 \right) \quad (2.38)$$

2.4.3. ANÁLISIS DE ETAPA DIFERENCIAL

Es posible definir la salida de la etapa en términos de V_o :

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

Realizando una sustitución en la ecuación anterior las expresiones de V_a y V_b por lo hallado en la etapa de pre amplificación, además de tener en cuenta las definiciones de V_d y V_{cm} :

$$V_d = V_b - V_a$$

$$V_{cm} = \frac{V_a + V_b}{2}$$

Se obtiene:

$$V_o = -V_d \left[\frac{1 + \frac{R_3}{R_2}}{1 + \frac{R'_2}{R'_3}} \cdot \left(\frac{1}{2} + \frac{R'_1}{R_G}\right) + \frac{R_3}{R_2} \left(\frac{1}{2} + \frac{R_1}{R_G}\right) \right] + V_{cm} \left[\frac{1 - \frac{R_3}{R_2} \frac{R'_2}{R'_3}}{1 + \frac{R'_2}{R'_3}} \right] \quad (2.39)$$

De esta última ecuación se obtiene que:

El CMRR máximo será cero si $1 - \frac{R_3}{R_2} \frac{R'_2}{R'_3} = 0$.

Cabe tener en cuenta, que de no conectar el terminal de referencia a masa, sino a otra tensión base de referencia se obtendría:

$$V_o = A_d (V^+ - V^-) + V_{Ref} \quad (2.40)$$

2.4.4. APLICACIONES

Dentro del gran número de aplicaciones podemos encontrar dentro de las más usuales:

- Acondicionamiento de salida de un puente de Whastone.
- Amplificación de señales biológicas.
- Fuentes de alimentación.
- Parte de circuitos implementados para proporcionar alimentación a corriente constante.

2.5. TARJETA ARDUINO NANO



Figura 2.40: Vista superior arduino Nano.



Figura 2.41: Vista inferior arduino Nano.

El arduino Nano Figuras 1¹⁴ y 2¹⁵, es una aunque pequeña, bastante completa placa de desarrollo basada en el microcontrolador ATmega328, con unas dimensiones físicas bastante cómodas para proyectos con requerimientos de espacios pequeños.

El arduino Nano es una aunque pequeña, bastante completa placa de desarrollo basada en el microcontrolador ATmega328, con unas dimensiones físicas bastante cómodas para proyectos con requerimientos de espacios pequeños.

Tabla 2.3: Características Arduino Nano.

Microcontrolador	Atmel ATmega328
Voltaje de operación (nivel lógico)	5v
Voltaje de entrada (recomendado)	7-12v
Voltaje de entrada (limites)	6-20v
Pines digitales I/O	14 (6 pueden usarse como pwm)
Pines de entradas analógicas	8
Corriente D.C. I/O por pin	40mA
Memoria flash	32 kb (ATmega328) de los cuales 2 KB son usados por "bootloader"
SRAM	2 KB (ATmega328)
EEPROM	1 KB (ATmega328)
Velocidad de reloj	16 MHz
Dimensiones	0.73" x 1.70"
Largo	45mm
Ancho	18mm
Peso	5g

¹⁴Figura 2.40. Fuente: <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardNano>.

¹⁵Figura 2.41. Fuente: <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardNano>.

2.5.1. ALIMENTACIÓN

Puede ser alimentado por medio del puerto USB tipo Mini-B, por medio de alimentación externa no regulada de 6-20v en el pin 30 o por alimentación externa regulada de 5v en el pin 27, esta alimentación es seleccionada automáticamente en base a la fuente de alimentación más alta.

2.5.2. MEMORIA

El ATmega328 posee 32KB de los cuales 2 KB son usados para proceso de bootloader adicionalmente este posee 2 KB de SRAM y 1 KB de EEPROM.

2.5.3. ENTRADAS Y SALIDAS

Digitales:

Cada uno de los 14 pines digitales del Arduino Nano pueden ser usados como entradas o salidas, usando las funciones de definición `pinMode()`, `digitalWrite()` y `digitalRead()`, ellas operan a 5v y cada pin puede proporcionar o recibir un máximo de 40mA además de poseer internamente un set de resistencias de tipo “pull-up” (desconectadas por defecto) de 20 – 50 kOhms.

Analógicas:

El arduino nano, posee 8 entradas analógicas, donde cada una posee una resolución de 10 bits (1024 valores distintos). Por defecto realiza la medición en base a una referencia de tierra a 5v, sin embargo esta puede ser cambiada a otra mayor mediante la función `analogReference()`. Los pines análogos 6 y 7 no pueden ser usados como pines digitales. Adicionalmente algunos poseen funciones especializadas.

I2C: Pin A4 (SDA) y pin A5 (SCL), soporta comunicación ISC (TWI) mediante la librería “WIRE”.

Pin AREF: Voltaje de referencia para entradas análogas. Pin RESET: Configurable a 0 para reiniciar la placa, normalmente aquí se utiliza un botón, para cumplir esta función.

Funciones especializadas:

Serial: Pin 0 (RX) y Pin 1 (TX). RX usado para recibir y TX usado para transmitir datos por comunicación serial.

Interrupciones Externas: Pin 2 y pin 3, estos pueden ser configurados para provocar una interrupción en un valor bajo, un flanco de subida o de bajada o un cambio en el valor por medio de las configuraciones en la función `attachInterrupt()`. PWM: Pines 3, 5, 6, 9, 10 y 11, proveen una salida PWM de 8-bits configurable mediante la función `analogWrite()`.

SPI: Pin 10 (SS), pin 11 (MOSI), pin 12 (MISO), pin 13 (SCK), estos pines soportan comunicación SPI, los cuales aunque proporcionados por el hardware fundamental, no están incluidos en el lenguaje de Arduino.

LED: Pin 13, aquí existe un led integrado a la placa.

2.5.4. COMUNICACIÓN

El ATmega328 proporciona comunicación en serie TTL UART (5V), que está disponible en los pines digitales 0 (RX) y 1 (TX). Los LEDs RX y TX de la placa parpadean cuando se están transmitiendo datos a través del chip y conexión USB FTDI al computador (pero no para la comunicación en serie en los pines 0 y 1).

La librería “SoftwareSerial” permite al arduino nano configurar para comunicación serial cualquier pin digital.

El ATmega328 soporta I2C (TWI) además de comunicación SPI. El software de Arduino incluye una librería para simplificar el uso del bus I2C.

2.5.5. PROGRAMACIÓN

El Arduino Nano puede ser programado mediante el software Arduino.

El ATmega328 implementado en el Arduino Nano viene precargado con un “bootloader”, el cual permite a los usuarios cargar nuevo código sin necesidad de uso de un dispositivo de programación externo. Este se comunica mediante el protocolo original STK500.

Adicionalmente es posible realizar un bypass al bootloader y programar el microcontrolador a través del ICSP (In-Circuit Serial Programming) usando Arduino ISP o alguno similar.

2.5.6. REINICIO AUTOMÁTICO (SOFTWARE)

En lugar de requerir una prensa física del botón de reinicio antes de que una carga, el Arduino Nano está diseñado de una manera que permite que sea restablecido por el software que se ejecuta en un ordenador conectado. Una de las líneas de control de flujo de hardware (DTR) del FT232RL está conectado a la línea de restablecimiento de los ATmega168 o ATmega328 a través de un condensador 100 nanofaradios. Cuando esta línea se afirma (tomada bajo), la línea de reset cae lo suficiente para restablecer el chip. El software de Arduino utiliza esta capacidad para permitir que usted cargue código con sólo pulsar el botón de subida en el entorno Arduino. Esto significa que el gestor de arranque puede tener un tiempo de espera más corto, ya que el descenso de DTR puede ser bien coordinada con el inicio de la subida.

Esta configuración tiene otras implicaciones. Cuando el Nano está conectado ya sea a un ordenador con Mac OS X o Linux, se restablece cada vez que se realiza una conexión a la misma desde el software (a través de USB). Para el siguiente medio segundo o menos, el gestor de arranque se ejecuta en el Nano. Mientras que está programado para ignorar los datos con formato incorrecto (es decir nada, además de una carga del nuevo código), se interceptará los primeros bytes de datos enviados a la junta después de abrir una conexión. Si un funcionamiento boceto en el tablero recibe la configuración de una sola vez o de otro tipo de datos cuando se inicia por primera vez, asegúrese de que el software con el que se comunica espera un segundo después de abrir la conexión y antes de enviar estos datos.

2.6. REDES NEURONALES ARTIFICIALES

Es de conocer, que el cerebro humano se encuentra en la cima de la evolución biológica siendo una de las bio-maquinarias más afinadas y complejas posibles que conoce el hombre, caracterizado principalmente por su elevada capacidad de procesamiento de información.

Durante muchos años los científicos han tratado incansablemente de desentrañar todos los secretos y misterios que se esconden tras de este complejo sistema, llegando a desarrollar algunos modelos matemáticos que tratan de simular su comportamiento. Teniendo en cuenta que dichos modelos no son más que aproximaciones bastante lejanas de la verdadera biología son realmente impresionantes gracias a su capacidad de aprender y asociar patrones llegando a ser una herramienta muy poderosa para abordar y dar solución a complejos problemas los cuales serían un reto para la programación tradicional.

2.6.1. NEURONAS BIOLÓGICAS

Dentro del cerebro humano se encuentran unas de las células más importantes dentro de la biología, las neuronas, interconectadas entre ellas gracias a una completa sinapsis como se aprecia en la Figura 2.42¹⁶.

Cada una de estas neuronas genera impulsos eléctricos los cuales son transmitidos a lo largo de una parte de la célula alargada llamada axón. Al final del axón se encuentran ramificaciones axonales, las cuales terminan conectándose con otras neuronas por medio de sus dendritas. Todo este conjunto de elementos involucrados en el sistema, recibe el nombre de sinapsis, la cual se encarga de regular la transmisión de los impulsos eléctricos mediante elementos bioquímicos o mejor conocidos como neurotransmisores.

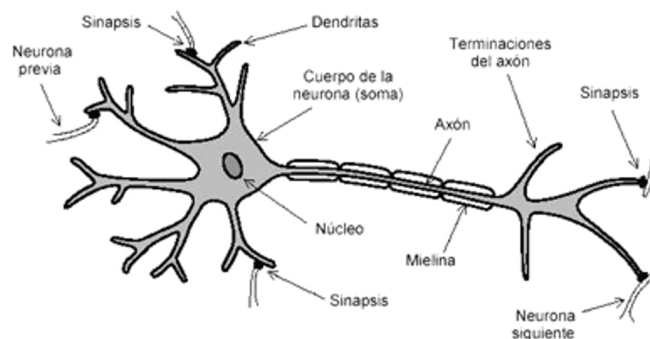


Figura 2.42: Modelo de neurona biológica.

Estos neurotransmisores liberados en las sinapsis al final de las ramificaciones axonales pueden tener un efecto negativo o positivo sobre la transmisión del impulso eléctrico de la neurona que los recibe en sus dendritas. La neurona receptora recibe varias señales desde las distintas

¹⁶Figura 2.42. Fuente: <http://4.bp.blogspot.com/-9ClvjiULyfo/VRgrcuxfgYI/AAAAAAAAAdqk/EvycXdDjO4k/s1600/Neurona%20By%20sus%20partes.png>.

sinapsis y las combina consiguiendo un cierto nivel de estimulación o potencial. En función de este nivel de activación. La neurona emite señales eléctricas con una intensidad determinada mediante impulsos con una frecuencia llamada tasa de disparo que se transmiten por el axón. Si se considera que la información en el cerebro esta codificada como impulsos eléctricos que se transmiten entre las neuronas y que los impulsos se ven modificados básicamente en las sinapsis cuando las señales son químicas, podemos intuir que la codificación del aprendizaje estará en las sinapsis y en la forma que dejan pasar o inhiben las señales segregando neurotransmisores. Después de transmitir uno de estos impulsos, la neurona biológica, no puede volver a transmitir durante un tiempo de entre 0.5 ms y 2 ms. A este tiempo se le llama periodo refractario.

2.6.2. NEURONAS ARTIFICIALES

La unidad básica de una red de neuronas artificiales- RNA o ANN por sus siglas en inglés es la neurona. Las neuronas artificiales son modelos matemáticos los cuales a groso modo, tratan de imitar el comportamiento de las neuronas biológicas, aunque existe una gran variedad o tipos de neuronas artificiales, el modelo más común es la de tipo McCulloch-Pitts Figura 2.43¹⁷.

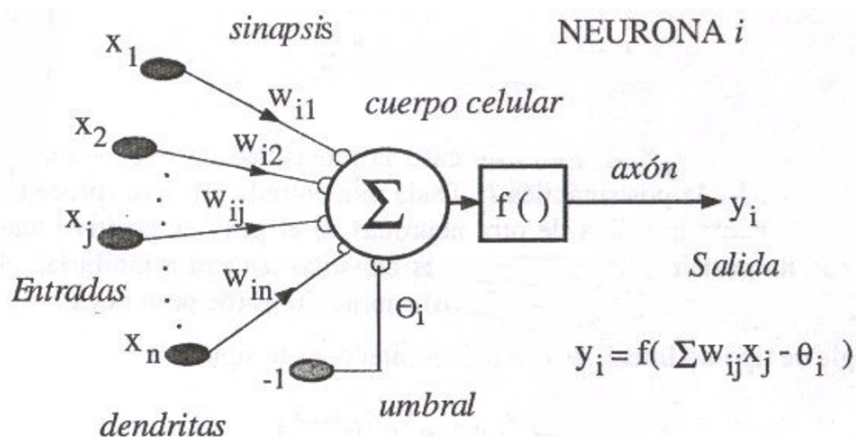


Figura 2.43: Representación de una NA tipo McCulloch-Pitts.

Estas neuronas artificiales actúan como procesador elemental en el sentido de que procesa un vector $x = [x_1, x_2, \dots, x_N]$ de entradas y produce una respuesta o salida única.

Dentro de los elementos principales de una neurona artificial podemos encontrar:

1. Las entradas que reciben los datos de otras neuronas. Haciendo el símil con una neurona biológica harían referencia a las dendritas.
2. Los pesos sinápticos w_{ij} : este peso es un número, el cual varía y se modifica durante el entrenamiento de la red neuronal, en estos pesos sinápticos se almacena toda la información

¹⁷Figura: 2.43. Fuente: https://www.ibiblio.org/pub/linux/docs/LuCaS/Presentaciones/200304curso-glista/redes_neuronales/curso-glista-redes_neuronales-html/x38.html.

que la red sirva para un propósito o tarea especificada. Al igual que en la neurona biológica establecen sinapsis entre las dendritas de una neurona y el axón de otra.

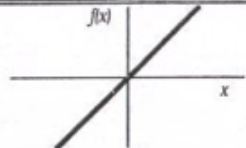
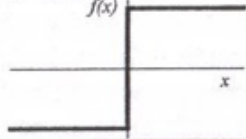
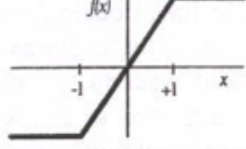
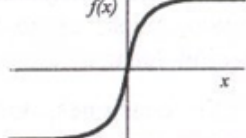
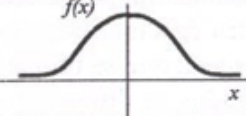
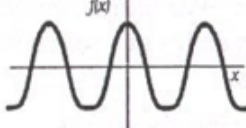
- Una regla de propagación: a través de las entradas y los pesos simpáticos, generalmente se realiza una operación para obtener el valor postsinaptico. Una de las operaciones más comunes en este tipo de procesos es sumar las entradas, todo esto, teniendo en cuenta la importancia de cada una (el peso sináptico asociado a cada entrada). A esto se le conoce cómo suma ponderada.

$$h_i(t) = \sum_j w_{ij}x_j \tag{2.41}$$

- Una función de activación: sirve o se emplea como filtro para el valor obtenido con la regla de propagación, permitiendo conocer la salida de la neurona.

Esta función de activación varía y se selecciona según para lo que se desee entrenar la red neuronal. En la siguiente tabla se muestran las funciones de activación más usuales.

Tabla 2.4: Funciones de activación más usuales.

	Función	Rango	Gráfica
Identidad	$y = x$	$[-\infty, +\infty]$	
Escalón	$y = \text{sign}(x)$ $y = H(x)$	$\{-1, +1\}$ $\{0, +1\}$	
Lineal a tramos	$y = \begin{cases} -1, & \text{si } x < -l \\ x, & \text{si } -l \leq x \leq +l \\ +1, & \text{si } x > +l \end{cases}$	$[-1, +1]$	
Sigmoidea	$y = \frac{1}{1 + e^{-x}}$ $y = \text{tgh}(x)$	$[0, +1]$ $[-1, +1]$	
Gaussiana	$y = Ae^{-Bx^2}$	$[0, +1]$	
Sinusoidal	$y = A \text{sen}(\omega x + \varphi)$	$[-1, +1]$	

2.6.3. CARACTERÍSTICAS DE LAS REDES NEURONALES

Cómo es bien sabido, las Redes Neuronales Artificiales, ANN (Artificial Neural Networks por sus siglas en inglés) están basadas en las neuronas biológicas presentes en el cerebro humano. Con el fin de parecerse, estas presentan una serie de características importantes propias del cerebro. Un buen ejemplo de esto es, ya que las ANN aprenden de la experiencia, generalizando de ejemplos previos a ejemplos nuevos, abstraen las características principales de una serie de datos.

Por lo cual es posible definir el proceso de la siguiente forma:

“Aprender: adquirir el conocimiento de una cosa por medio del estudio, ejercicio o experiencia. Las ANN pueden cambiar su comportamiento en función del entorno. Se les muestra un conjunto de entradas y ellas mismas se ajustan para producir unas salidas consistentes.

Generalizar: extender o ampliar una cosa. Las ANN generalizan automáticamente debido a su propia estructura y naturaleza. Estas redes pueden ofrecer, dentro de un margen, respuestas correctas a entradas que presentan pequeñas variaciones debido a los efectos de ruido o distorsión.

Abstraer: aislar mentalmente o considerar por separado las cualidades de un objeto. Algunas ANN son capaces de abstraer la esencia de un conjunto de entradas que aparentemente no presentan aspectos comunes o relativos.”[27].

2.6.4. REDES NEURONALES ARTIFICIALES DE UNA CAPA Y MULTICAPA

Cabe denotar que el poder o capacidad de cálculo y potencia de la computación neuronal, está directamente relacionada con la multiplicidad de conexiones de las neuronas artificiales de las cuales están formadas las ANN.

Ya habiendo aclarado el comportamiento de una neurona artificial, es posible indicar que la red más simple de neuronas organizadas en una capa, tal y como se evidencia en la Figura 2.44¹⁸.

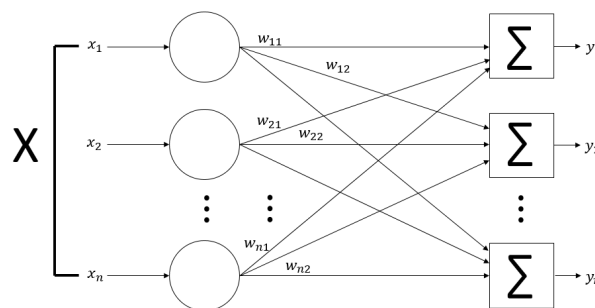


Figura 2.44: Red neuronal de una capa.

“Cada una de las entradas está conectada a través de su peso correspondiente a cada neurona artificial. En la práctica existen conexiones eliminadas e incluso conexiones entre las salidas y

¹⁸Figura 2.44. Fuente: http://www.ciberesquina.una.edu.ve:8080/2014_2/350_E.pdf.

entradas de las neuronas de una capa. No obstante la figura muestra una conectividad total por razones de generalización.

Normalmente las redes más complejas y más grandes ofrecen mejores prestaciones en el cálculo computacional que las redes simples. Las configuraciones de las redes construidas presentan aspectos muy diferentes pero tienen un aspecto común, el ordenamiento de las neuronas en capas o niveles imitando la estructura de capas que presenta el cerebro en algunas partes.

Las redes multicapa se forman con un grupo de capas simples en cascada. La salida de una capa es la entrada de la siguiente capa. Se ha demostrado que las redes multicapa presentan cualidades y aspectos por encima de las redes de una capa simple. La Figura 2.45¹⁹ muestra una red de dos capas” [28].

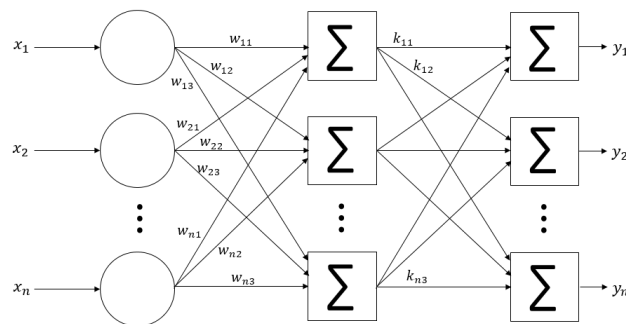


Figura 2.45: Red neuronal de dos capas.

2.6.5. ENTRENAMIENTO DE LAS REDES NEURONALES ARTIFICIALES

Tal y cómo se ha mencionado anteriormente, una de las principales características de las redes neuronales, radica en su increíble aunque limitada capacidad de aprendizaje.

“El proceso de entrenamiento consiste en la aplicación secuencial de diferentes conjuntos o vectores de entrada para que se ajusten los pesos de las interconexiones según un procedimiento predeterminado. Durante la sesión de entrenamiento los pesos convergen gradualmente hacia los valores que hacen que cada entrada produzca el vector de salida deseado.” [27]. Para lograr completar el entrenamiento del procedimiento de ajuste de los valores de las conexiones de las ANN, pueden ser empleados dos métodos de entrenamiento: supervisado y no supervisado.

2.6.6. ENTRENAMIENTO SUPERVISADO

“Estos algoritmos requieren el emparejamiento de cada vector de entrada con su correspondiente vector de salida. El entrenamiento consiste en presentar un vector de entrada a la red, calcular la salida de la red, compararla con la salida deseada, y el error o diferencia resultante se utiliza

¹⁹Figura 2.45. Fuente: http://www.ciberesquina.una.edu.ve:8080/2014_2/350_E.pdf.

para realimentar la red y cambiar los pesos de acuerdo con un algoritmo que tiende a minimizar el error.

Las parejas de vectores del conjunto de entrenamiento se aplican secuencialmente y de forma cíclica. Se calcula el error y el ajuste de los pesos por cada pareja hasta que el error para el conjunto de entrenamiento entero sea un valor pequeño y aceptable.” [27].

2.6.7. ENTRENAMIENTO NO SUPERVISADO

“Los sistemas neuronales con entrenamiento supervisado han tenido éxito en muchas aplicaciones y sin embargo tienen muchas críticas debido a que desde el punto de vista biológico no son muy lógicos. Resulta difícil creer que existe un mecanismo en el cerebro que compare las salidas deseadas con las salidas reales. En el caso de que exista, ¿de dónde provienen las salidas deseadas?

Los sistemas no supervisados son modelos de aprendizaje más lógicos en los sistemas biológicos. Desarrollados por Kohonen (1984) y otros investigadores, estos sistemas de aprendizaje no supervisado no requieren de un vector de salidas deseadas y por tanto no se realizan comparaciones entre las salidas reales y salidas esperadas. El conjunto de vectores de entrenamiento consiste únicamente en vectores de entrada. El algoritmo de entrenamiento modifica los pesos de la red de forma que produzca vectores de salida consistentes. El proceso de entrenamiento extrae las propiedades estadísticas del conjunto de vectores de entrenamiento y agrupa en clases los vectores similares.

Existe una gran variedad de algoritmos de entrenamiento hoy en día. La gran mayoría de ellos han surgido de la evolución del modelo de aprendizaje no supervisado que propuso Hebb (1949). El modelo propuesto por Hebb se caracteriza por incrementar el valor del peso de la conexión si las dos neuronas unidas son activadas o disparadas. La ley de Hebb se representa según la ecuación 2.42.” [27].

$$w_{ij}(n+1) = w_{ij}(n) + \alpha Out_i Out_j \quad (2.42)$$

2.6.8. APLICACIONES DE LAS REDES NEURONALES ARTIFICIALES

Teniendo en cuenta el alcance, el trabajo desarrollado hasta el momento y el potencial presente en las ANN, permite que la computación neuronal sea implementada otorgando un mayor acercamiento al reconocimiento y percepción humana, que otros métodos tradicionales de cálculo.

Es de este modo, que algunas de las principales áreas de aplicación de las ANN son las siguientes:

- Análisis y procesamiento de señales.
- Reconocimiento de imágenes.
- Filtrado de ruido.

- Control de procesos.
- Robótica.
- Procesado del lenguaje.
- Diagnósticos médicos.
- Predicción .
- Modelado de sistemas.

2.7. BIOPOTENCIALES

2.7.1. INTRODUCCIÓN

Todo se remonta a 1786, cuando Luigi Galvani, fisiólogo italiano descubre accidentalmente el impulso nervioso en un experimento con ranas al observar cómo sus músculos sufrían espasmos debido a una máquina que se encontraba cerca de la mesa de disección al generar pequeñas chispas, las cuales caían sobre el bisturí.

Gracias a esto se pudo identificar la directa correlación entre los músculos, nervios y electricidad.

Hoy en día es posible realizar una medición directa del voltaje o diferencia de potencial presente en una célula, a esto se le conoce (biopotencial).

Este biopotencial es el resultado del flujo de corriente iónica que produce reacciones químicas y transporte de materia como se presencia en una bomba de sodio y potasio al recibir un estímulo o impulso causando polaridad inversa en la membrana.

En la diferencia de potencial se observa que el voltaje en el interior de la célula es de aproximadamente entre -60mV y -90mv con respecto al líquido que lo rodea.

Cómo se ha mencionado anteriormente el músculo se encuentra dividido entre una unidad motora y anatómica la cual está conformada por fibras musculares.

Los potenciales de fibrilación oscilan entre 30 a 50 pV con un registro de 0.5 a 2 ms con una frecuencia de repetición entre 2 y 10 por segundo.

2.7.2. ELECTROMIOGRAFÍA (EMG)

Esta es la técnica con la cual es posible registrar el potencial eléctrico generado por la despolarización de la membrana de la fibra muscular.

Esta medición es posible realizarla a través de electrodos ya sea intramuscular o superficialmente (SEMG, por sus siglas en inglés). “La señal SEMG, representa la suma de potenciales de acción de unidades motoras (PUM) individuales, que se generan por las descargas continuas e irregulares de las unidades motoras activas en el músculo”. [28].

La amplitud de la señales SEMG, puede variar de 0 a 10 mV (pico a pico), dependiendo tanto del músculo que se esté estudiando, cómo de las condiciones del registro. Es necesario mencionar

que la zona útil de la señal, es aquella cuya energía está por encima del nivel de ruido eléctrico limitada entre 0 y 500 Hz con una región de energía dominante entre 50 y 150 Hz.

“Según que la contracción realizada sea estática o dinámica, la señal de SEMG presenta diferentes características. En condiciones dinámicas, la longitud del músculo cambia y, por lo tanto, la localización de los electrodos respecto de él, introduciendo de esta manera artefactos en la señal y haciendo que la señal de SEMG registrada en estas condiciones sea una señal no estacionaria. Por otro lado, la fuerza muscular depende de la longitud de la fibra muscular y está inversamente relacionada con la velocidad de acortamiento y directamente con la velocidad de alargamiento. En este sentido, el espectro de frecuencias de la señal de SEMG está también relacionado con la longitud del músculo, ya que se ha demostrado que existe un desplazamiento a las altas frecuencias cuando la longitud de la fibra muscular disminuye.”[28].

Fatiga muscular:

“La fatiga se manifiesta como una reducción en la capacidad de mantener un determinado nivel de fuerza en una contracción sostenida o como la incapacidad de alcanzar un nivel de fuerza inicial en contracciones intermitentes, y está acompañada por cambios en la actividad eléctrica muscular. Si se analiza todo el sistema neuromuscular, se puede encontrar fatiga en la corteza motora, en las vías excitatorias, en las estructuras de control de las motoneuronas superiores e inferiores, en la placa motora, en el sarcolema, en el acoplamiento excitación-contracción y en el suministro metabólico de energía.

La fatiga muscular tiene componentes centrales y periféricos. Los primeros se manifiestan como una incapacidad para realizar una actividad inducida por el desarrollo de ésta. Los segundos se manifiestan como una incapacidad del músculo para producir un determinado nivel de fuerza. En contracciones sostenidas se produce fatiga central y periférica durante esfuerzos máximos y submáximos, mientras que en contracciones intermitentes se produce fatiga central y periférica cuando el esfuerzo es máximo, pero sólo se produce fatiga periférica si el esfuerzo es submáximo o hay descanso suficiente entre contracciones. En las aplicaciones motrices de FES se activan los nervios periféricos del músculo paralizado y la fatiga que se produce es predominantemente de naturaleza periférica, pero, dependiendo de la condición patológica del músculo que se está estimulando, puede también presentarse fatiga central.”[28]

2.7.2.1. CARACTERSTICAS DE LAS SEÑALES EMG

La amplitud, y las propiedades de las señales EMG tanto en el dominio del tiempo como en la frecuencia dependen de factores tales como:

- El tiempo y la intensidad de la contracción muscular.
- La distancia entre el electrodo y la zona de actividad muscular.
- Las propiedades de la piel (por ejemplo el espesor de la piel y tejido adiposo).
- Las propiedades del electrodo, el amplificador y la calidad del contacto entre la piel y el electrodo.

2.7.3. ELECTRODOS

En el campo de la medicina, los electrodos son dispositivos como placas metálicas o pequeñas agujas los cuales permiten medir las bioseñales. Su principio de funcionamiento es convertir las corrientes iónicas producidas por la distribución de potencial creada en el interior del tejido vivo en corriente electrónicas.



Figura 2.46: Electrodo médico superficial.

La Figura 2.47²⁰ es el modelo de un circuito de un electrodo biomédico de superficie junto a una vista de los electrodos biomédicos dobles Figura 2.48²¹.

Este modelo es aproximadamente el circuito equivalente de los electrodos para ECG y EEG. En este circuito se utiliza un amplificador diferencial para el procesamiento de señales, por lo que cancela el efecto de potencial de media celda. La resistencia R_T representa las resistencias internas del cuerpo, las cuales son típicamente algo bajas. La señal del bipotencial es representada como un voltaje diferencial V_d . Las otras resistencias en el circuito representan las resistencias de contacto de la interfase electrodo/piel. Un aspecto inesperado son los valores usuales asociados con los capacitores $C1A$ y $C1B$ que, aun cuando se pudiera esperar cierta capacitancia en el contacto, lo que sorprende es que sus valores puedan llegar a ser de algunos microfaradios (generalmente se considera un valor de $10\mu\text{F}$). Cuando se usan dos o más electrodos, lo que en registro de eventos fisiológicos es casi siempre, el voltaje diferencial entre ellos es suma algebraica.

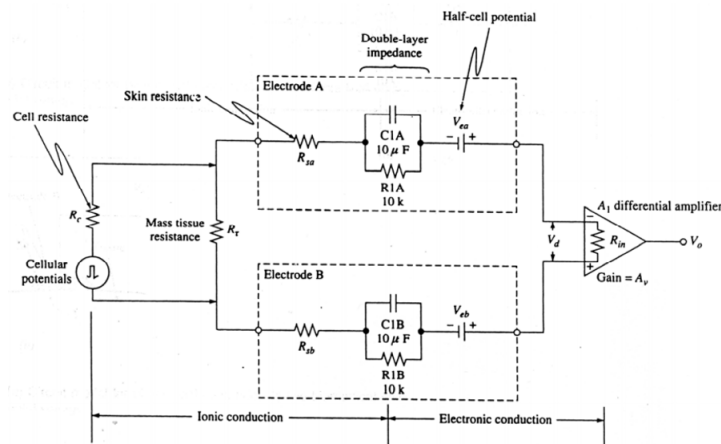


Figura 2.47: Modelo de circuito para un electrodo.

²⁰Figura 2.47. Fuente: <http://gama.fime.uanl.mx/~mplatas/temas/tema6.pdf>.

²¹Figura 2.48. Fuente: <http://gama.fime.uanl.mx/~mplatas/temas/tema6.pdf>.

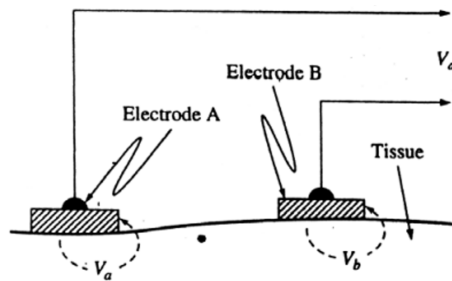


Figura 2.48: Electrodos biomédicos dobles.

2.7.3.1. CLASES DE ELECTRODOS

Dentro de la gran gama de electrodos disponibles actualmente se encuentran:

- Electrodos para fines médicos: EEG, EKG, ECT.
- Electrodos para galvanoplastia.
- Electrodos para soldadura.
- Electrodos de protección catódica.
- Electrodos inertes para hidrolisis.
- Electrodos para puesta a tierra.
- Electrodos de referencia.

Los electrodos médicos, también pueden ser clasificados en dos grupos:

Invasivos:

Comúnmente utilizados para medir los potenciales generados por las unidades motoras, en dónde se hace uso de electrodos de aguja la cual es insertada en el músculo directamente.

No invasivos o de superficie:

Son todos aquellos electrodos que son ubicados sobre la piel, estos electrodos generalmente son superficies metálicas. Debido a que la piel es un tejido conductor cuyo material principal es un tejido intracelular y extracelular compuesto de soluciones electrolíticas en la cual la corriente es transportada por iones, es necesario tener implementadas técnicas de filtrado con el fin de eliminar el ruido presente. Estos electrodos superficiales presentan diámetros que varían desde 0.3 hasta 0.5 cm y en algunos casos hasta 1 cm.

La piel humana, generalmente presenta una impedancia significativamente alta comparada con las de otras fuentes de voltaje. Por lo general, la impedancia normal de la piel, captada por el electrodo, varía desde 0.5 Kohm para la piel sudorosa, hasta 20 KOhm para la piel seca.

2.7.4. NORMATIVIDAD Y UBICACIÓN DE ELECTRODOS PARA ELECTROMIOGRAFÍA NO INVASIVA

Haciendo uso de las indicaciones proporcionadas el consenso multinacional más reciente “Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles” (SENIAM por sus siglas en inglés) [33], primero se identifica la distancia entre electrodos como “la distancia entre centros de las aras de conductividad de los electrodos”, llegando a emplear las siguiente recomendaciones:

- Los electrodos bipolares EMG de superficie tengan una distancia entre electrodos de entre 20mm y 30mm.
- Cuando los electrodos bipolares estén siendo aplicados sobre músculos relativamente pequeños, la distancia entre electrodos no debe superar $\frac{1}{4}$ de la longitud de la fibra muscular. De esta forma se evitan los efectos debidos a tendones y terminaciones de las fibras musculares.

“Posicionamiento de los electrodos La señales electromiográficas dan una muestra de la actividad eléctrica en los músculos durante una contracción. Sin embargo, estas señales están altamente relacionadas con la posición del electrodo sobre el músculo de interés. Debido a esto, es necesario que la ubicación de los electrodos sea consistente en sesiones consecutivas de estudio y sobre diferentes pacientes. Para determinar la ubicación de los electrodos es recomendado utilizar la normatividad correspondiente donde se encuentran sugerencias para la ubicación de los electrodos sobre 27 zonas musculares distintas. El objetivo al ubicar los electrodos es conseguir una ubicación estable donde se pueda obtener una buena señal electromiográfica. Los electrodos se pueden ubicar sobre la superficie de la piel de manera longitudinal, o transversal.

- Longitudinal: la recomendación es ubicar el electrodo bipolar en la zona media del músculo, esto es, entre la terminación de la neurona motora que envía el impulso eléctrico al músculo (aproximadamente línea media del músculo) y el tendón distal.
- Transversal: la recomendación es ubicar el electrodo bipolar sobre la zona media del músculo, de tal forma que la línea que une los electrodos, sea paralela con el eje longitudinal del músculo.” [31]

Capítulo 3

ANATOMÍA DE LA MANO Y ANTEBRAZO HUMANO

Introducción

A continuación, se mostrará una breve idea referente a las generalidades de la anatomía tanto de la mano como del antebrazo humano, esto con el fin de ayudar a honrar y facilitar en el proceso de investigación y desarrollo del proyecto.

3.1. LA MANO

La mano es un complejo estructural y altamente interrelacionado sistema de huesos, músculos intrínsecos con sus respectivos tendones flexores y extensores extrínsecos, poleas, nervios y vasos.

3.1.1. OSTEOARTICULAR

Por cada mano existen un de 27 huesos, 8 en el metacarpo, 5 metacarpianos y un total de 14 falanges como se aprecia en la Figura 3.1¹.

Gracias a las interacciones entre los huesos individuales del carpo, así como interacciones distales con las bases de los metacarpianos y en dirección proximal con la superficie articular de cubito y radio, la muñeca es considerada una articulación compuesta con movimiento global.

¹Figura 3.1. Fuente: http://t1.uccdn.com/images/9/0/0/img_40009_apa_272950_600.jpg.

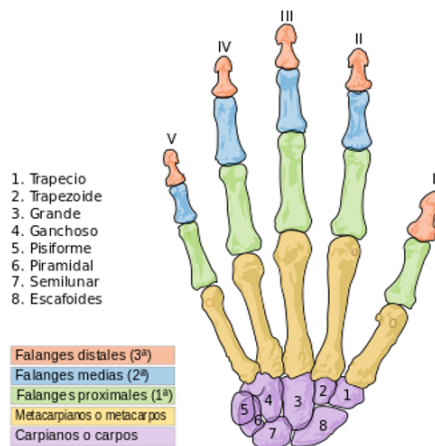


Figura 3.1: Huesos de la mano izquierda – visión posterior (dorsal).

Carpo:

Estos huesos se organizan en dos hileras, una proximal y una distal. De radial a cubital. En la hilera proximal se encuentran los huesos escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme. Por otra parte, en la hilera distal se encuentran los huesos, trapecio, trapezoide, hueso grande y ganchoso; de tal manera que el escafoides actúa como punto de unión entre las dos hileras.

La articulación radiocarpiana está formada por la articulación de la hilera proximal del carpo con la superficie articular distal del radio y el complejo fibrocartilaginoso triangular. La superficie articular distal del radio es cóncava y está inclinada en dos planos, con un promedio de 11° de inclinación palmar en el plano sagital y 22° de inclinación cubital en el plano coronal. Una prominencia interfacetaria denominada cresta fibrocartilaginosa sagital, identifica la separación entre las fosas semilunar y escafoides sobre el extremo distal del radio. La superficie articular proximal del piramidal es relativamente plana, pero en gran parte no se articula con otros huesos. En lugar de eso se articula con el complejo fibrocartilaginoso triangular [24]. En la Figura 3.2² se puede observar la organización de los huesos del Carpo.

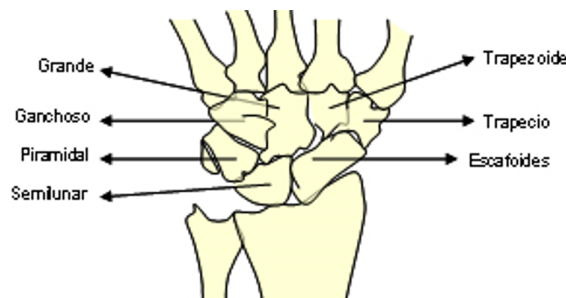


Figura 3.2: Huesos del carpo.

²Figura 3.2. Fuente: <http://www.elportaldelasalud.com/wp-content/uploads/2014/02/anat-mano-1.jpg>.

“Las articulaciones carpometacarpianas de los dedos, excluyendo en pulgar, están recubiertas de una gruesa cápsula y cobertura ligamentaria. El segundo y tercer metacarpianos se encuentran rígidamente fijos al trapecoide y hueso grande, proporcionando una base estable sobre la cual el pulgar y los dos metacarpianos cubitales giran durante el movimiento de la mano. La segunda articulación tiene sólo 1º ó 2º de movimiento, y la tercera no permite más de 3º. En cambio la cuarta y quinta articulaciones carpometacarpianas permiten de 10 a 15º de movimiento respectivamente.

La primera articulación carpometacarpiana, se distingue del resto de los dedos por su capacidad de moverse en grado importante en cuatro planos. La articulación trapeciometacarpiana tiene una configuración bicóncava (en silla de montar) y depende en buena medida de la restricción ligamentaria para proporcionarle estabilidad a pesar de su gran arco de movimientos.

Las falanges proximales de los dedos 2 a 5 forman una articulación de tipo condileo con sus metacarpianos, mientras que la primera articulación metacarpofalángica es más una diartrosis, con poco movimiento en el plano radiocubital coronal y con alta variabilidad en flexión y extensión.

Las articulaciones interfalángicas funcionan como diartrosis, que permiten una considerable flexión, mientras que limitan junto con su sistema ligamentario, en forma considerable, la extensión a este nivel.” [24].

3.1.2. LIGAMENTARIA

“Los ligamentos de la muñeca según la clasificación de Taleisnik 3 se dividen en intrínsecos y extrínsecos ³. Estos últimos se insertan en los huesos del carpo o proximales o distales a ellos, mientras que los intrínsecos se insertan por completo en los límites del carpo.

Los ligamentos extrínsecos palmares se clasifican como radiocarpianos y cubitocarpianos. Desde la apófisis estiloides del radio, de ulnar a radial, se describen los ligamentos el radioescafoideo-hueso grande, el radioulnar largo, el radioescafosemilunar y el radioulnar corto. El ligamento radioulnar largo se ha llamado ligamento radioulnopiramidal, no obstante nuevos datos sugieren que su breve trayecto sobre la cara palmar del semilunar hacia el piramidal no es suficiente para justificar ese nombre. De igual forma, aunque históricamente el ligamento radioescafosemilunar se ha considerado como el principal restrictor de la flexión del escafoides o subluxación en rotación, estudios recientes¹ muestran que tal ligamento no es tejido ligamentario conectivo verdadero, sino un vínculo neurovascular, el cual tiene mínima contribución mecánica. El ligamento radioulnar corto nace en el borde palmar de la fosa semilunar y se dirige distalmente para insertarse en la cara proximal de la apófisis unciforme del semilunar. En dirección radial, este ligamento se separa del ligamento radioulnar largo, por la penetración de radioescafosemilunar, a través de la cápsula radiocarpiana palmar. En dirección cubital, se combinan con las fibras que se originan en el reborde palmar de complejo fibrocartilaginoso triangular y se inserta en el semilunar. Este ligamento parece ser el principal estabilizador del semilunar. Los ligamentos cubitoulnar y cubitopiramidal se originan en el complejo fibrocartilaginoso triangular y se insertan en la cara palmar de semilunar y piramidal respectivamente.” [24].

³Figura 3.3. Fuente: <http://www.elportaldelasalud.com/wp-content/uploads/2014/02/anat-mano-2.jpg>.

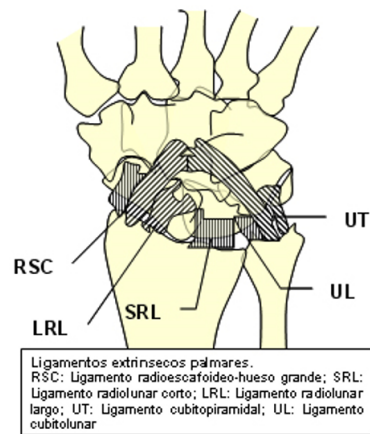


Figura 3.3: Ligamentos extrínsecos palmares.

“El único ligamento extrínseco sobre el dorso del carpo es el radiocarpiano dorsal (radiopiramidal), el cual se encuentra intracapsular al igual que los ligamentos del lado palmar. Está constituido por dos componentes: una banda radiopiramidal superficial y una radiolunopiramidal profunda.”[24].

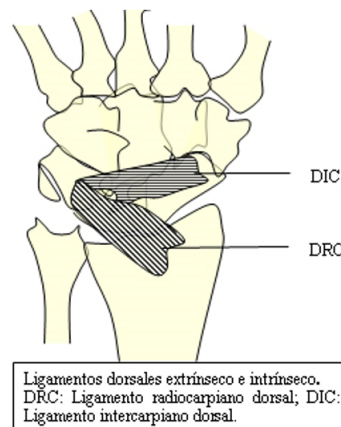


Figura 3.4: Ligamentos dorsales extrínseco e intrínseco.

“En cuanto al soporte de las articulaciones metacarpofalángicas, a cada lado de las mismas está dado por la lámina palmar común y el complejo ligamentario lateral. Dado que las cabezas de los metacarpianos se ensanchan en dirección de dorsal a palmar, los ligamentos se mantienen fijos en flexión. Tal efecto obliga a la inmovilización de las articulaciones metacarpofalángicas en flexión, a fin de evitar el acortamiento del ligamento lateral⁴, relativamente laxo, lo cual se presenta cuando la articulación metacarpofalángica está en extensión.

Entre los ligamentos intrínsecos figuran los interóseos, así como el ligamento en V o deltoideo (escafopiramidal o intercarpio dorsal); este se origina en la superficie dorsal del cuello y el

⁴Figura 3.4. Fuente: <http://www.elportaldelasalud.com/wp-content/uploads/2014/02/anat-mano-3.jpg>.

polo distal del escafoides, y cruza en dirección transversa sobre el semilunar para insertarse en el piramidal, para cumplir una importante fusión en la estabilización transversa de la hilera proximal. En la superficie palmar del carpo, comenzando en la porción radial, se cuentan entre los ligamentos intrínsecos el escafotrapezial-trapezoidal, escafoides-hueso grande, piramidoganchoso, piramidal-hueso grande, escafosemilunar y el lunopiramidal.”[24].

3.1.3. MÚSCULOTENDINOSA

Los responsables de la correcta movilidad de la mano, son los músculos y tendones flexores y extensores.

Extrínsecos: aquellos músculos que se originan en el antebrazo.

Intrínsecos: aquellos músculos que se originan en la misma mano.

Flexores extrínsecos

“Se originan proximálmente en el antebrazo, volviéndose tendinosos en los tercios medio y distal del mismo. En el túnel del carpo el nervio mediano se acompaña de 9 tendones, 4 superficiales, 4 profundos y el flexor pollicis longus. Los flexor carpi radialis y carpi ulnaris se insertan en la base del segundo hueso metacarpiano, hueso ganchoso y quinto metacarpiano respectivamente. El tendón del flexor carpi ulnaris, envuelve al pisiforme, lo cual ofrece ventajas biomecánicas a su función como flexor de la muñeca y desviador cubital. Además, puesto que la flexión de la muñeca y la desviación cubital son sinérgicas, este tendón es el más importante de los dos flexores de la muñeca; por lo que la transferencia tendinosa del flexor carpi radialis como donante conlleva poco o ningún daño funcional por el uso del tendón.

El ligamento transverso del carpo, se extiende desde el escafoides y el trapecio en la parte radial, hasta el hueso ganchoso en la porción medial, formando el techo del túnel del carpo. En el interior de éste túnel los tendones flexores de los dedos, yacen profundos respecto al nervio mediano, pero la inflamación del tendón, puede contribuir y en algunos casos causar, síndrome del túnel del carpo. Después de pasar por el surco, el tendón flexor atraviesa la palma y entra en la zona de la vaina osteofibrosa, antes de insertarse en la falange media en el caso del tendón superficial, y sobre la falange distal en el caso del tendón profundo.

En la base de la primera falange, el tendón flexor superficial se divide en dos cintillas que se ubican primero laterales y luego dorsales, con respecto al flexor profundo, frente a la articulación falángica proximal, estas dos cintillas intercambian fibras formando el Quiasma de Camper, que se inserta en la parte media de la segunda falange, en el canal digital, el aparato flexor está rodeado por una vaina sinovial que favorece a la vez su deslizamiento y su nutrición. El tendón del flexor pollicis longus se inserta en la falange distal del pulgar.

El conocimiento de la anatomía de los tendones flexores de los dedos, permite definir zonas topográficas que modifican significativamente la terapéutica según la localización de la lesión.

En la actualidad se ha adoptado la clasificación de la Federación Internacional de Sociedades de Cirugía de la mano, la cual divide los dedos largos en 5 zonas y el pulgar en 3.

- Zona 1: Está comprendida entre la inserción distal del tendón flexor superficial y la inserción distal del tendón flexor profundo. El tendón flexor profundo es mantenido en su trayecto por 2 poleas anulares A4 y A5 y por una polea cruciforme C3.
- Zona 2: También denominada “tierra de nadie”, comienza frente al pliegue palmar distal, es decir, a la entrada del canal digital y concluye en la parte media de la segunda falange, donde termina la inserción de las bandeletas del tendón superficial. El canal digital es un túnel osteofibroso inextensible, formado en su parte posterior por el periostio de las dos primeras falanges, así como por las placas palmares de las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas. En la parte anterior, las poleas anulares A1, A2 y A3, y las poleas cruciformes C1, C2 y C3, mantienen los tendones flexores contra el esqueleto.
- Zona 3: Está delimitada por el borde inferior del ligamento anular del carpo y el pliegue palmar distal. Es una zona laxa rodeada por paratendones, con excepción de los tendones del 5º dedo que se encuentran en la vaina sinovial cubital. En esta zona se halla la inserción proximal de los músculos lumbricales.
- Zona 4: Es la del túnel carpiano, que contiene los nueve tendones flexores de los dedos, así como el nervio mediano, que es el más superficial, en contacto directo con el ligamento anular del carpo, que es una verdadera polea, de reflexión.
- Zona 5: Se extiende desde la unión musculotendinosa que se encuentra en la unión del tercio medio con el inferior del antebrazo, y que constituye su límite proximal, hasta la entrada del túnel carpiano, que representa su término distal. De delante a atrás se hallan la capa musculotendinosa de los flexores del tercero y del cuarto dedos, luego la de los superficiales del segundo y del quinto dedos y por último la capa más profunda, donde se hallan los tendones flexores profundos y el flexor largo del pulgar. En esta zona, los tendones flexores, tienen un recorrido importante de 60 – 70 mm cuando la muñeca está en dorsiflexión. Esta excursión es facilitada por un paratendón laxo.

La flexión del pulgar está asegurada por un solo tendón extrínseco, el flexor largo, que recorre las tres zonas específicas T1 a T3, y la zona 4 común a los dedos largos.

- Zona T1: Está limitada por la parte proximal, de la polea A2 y la inserción del flexor largo sobre la base de la segunda falange.
- Zona T2: Comienza en el cuello del primer metacarpiano, a la entrada de la polea A1 y termina en la parte distal de la polea oblicua.
- Zona T3: Es el trayecto profundo del flexor largo en la eminencia tenar, contorneando el trapecio y pasando luego entre los dos fascículos, del flexor corto del pulgar.”[24].

“En la zona T1 la excursión del flexor es de 12 mm y puede alcanzar 35-40 mm en la zona 5.

Las vainas sinoviales son esenciales para la nutrición y el deslizamiento de los tendones flexores, las vainas tienen características de estanqueidad y están cerradas en sus extremos formando un fondo de saco cuya hoja parietal recubre el canal digital y cuya hoja visceral, se adhiere totalmente al tendón. El índice, el medio y el anular, tienen una vaina individual que ocupa el canal digital de cada dedo. El flexor largo del pulgar tiene su propia vaina desde la zona 4 a la zona T1. Finalmente, el aparato flexor del meñique, se encuentra en una vaina común a los flexores de los dedos largos en las zonas 3 y 4 para proseguir en el canal digital.

Para la flexión total de los dedos son esenciales las poleas ya que apoyan el aparato flexor contra el esqueleto, evitando así el fenómeno de cuerda de arco. Éstas consisten en bandas de tejido fibroso de espesor, ancho y configuración variables que refuerzan la vaina sinovial.

En los dedos largos se distinguen 5 poleas anulares y 3 cruciformes⁵.”[24].

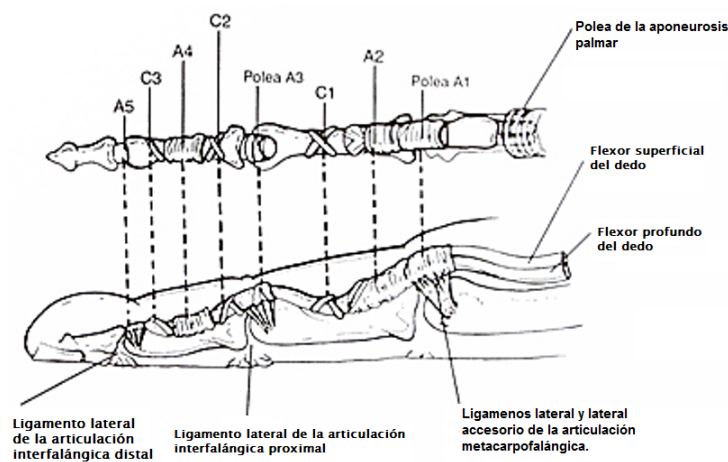


Figura 3.5: Ligamentos del dedo.

“La polea A1 está situada frente a la articulación metacarpofalángica. La polea A2 se halla casi en continuidad con A1, su función mecánica es esencial. Le sucede la polea cruciforme C1 hasta el cuello de la primera falange. La polea A3 es anular y estrecha y se halla fijada a la placa palmar de la interfalángica proximal. Le sucede C2 que se fija a la parte proximal de la segunda falange. La polea A4 fijada a la diáfisis de la segunda falange, tiene gran importancia biomecánica, ya que asegura la función del flexor profundo sobre la interfalángica distal. C3 es una polea cruciforme fijada frente al cuello de la segunda falange y la polea A5 está anclada a la placa palmar de la interfalángica distal en una longitud promedio de 4 mm.

En el pulgar a la altura de cada articulación se encuentra una polea anular: A1 para el metacarpo falángica, A2 para la interfalángica. La polea oblicua cruza la diáfisis de la primera falange. Desde el punto de vista biomecánico es la más importante, junto con la A1.”[24].

⁵Figura 3.5. Fuente: <http://www.elportaldelasalud.com/wp-content/uploads/2014/02/anat-mano-6.jpg>.

Extensores extrínsecos

“De los 5 músculos profundos, el abductor pollicis longus y sus extensores brevis y longus cruzan el antebrazo en dirección oblicua de cubital a radial, para insertarse distalmente sobre el pulgar. Los dos músculos restantes del grupo profundo, son el supinador propio y el extensor propio, ambos del dedo índice. Cada uno de estos músculos se origina en el tercio medio de la cara posterior del cúbito y ligamento interóseo. El abductor pollicis longus se origina en un punto proximal y anterior al extensor pollicis brevis y el brevis se origina en un punto justamente proximal y anterior al extensor pollicis longus, el extensor propio del índice nace en el tercio distal de la cara posterior del cúbito y ligamento interóseo, y a causa de su posición más distal con respecto a otros músculos profundos, es el último en reinervarse en los casos de parálisis del nervio radial. Puesto que dicho músculo proporciona extensión independiente al índice puede probarse sosteniendo los otros dedos en posición de flexión y utilizarse como medición de la reinervación más distal.

En el lado dorsal de la muñeca, 12 tendones cruzan la articulación por debajo de un engrosamiento de la aponeurosis profunda del antebrazo, llamado retináculo extensor, el cual divide los tendones en 6 pequeños compartimentos e impide su arqueado durante la extensión de la muñeca. El abductor pollicis longus y el extensor pollicis brevis, ocupan el primer compartimiento en la cara dorso radial de la muñeca. La tenosinovitis de DeQuervain, afecta dichos tendones. El segundo compartimiento extensor contiene los extensor carpi radialis longus y brevis. Los cuales se insertan en la base del segundo y el tercer metacarpianos respectivamente.

El tendón del extensor pollicis longus está contenido en el tercer compartimiento, el trayecto oblicuo a la cara dorsal de la falange distal del pulgar. El cuarto compartimiento contiene el extensor index y el tendón extensor digitorum comunis. El extensor propio del índice se encuentra en un punto cubital al extensor común de los dedos del dedo índice, y su vientre muscular a menudo se localiza más distal. El quinto compartimiento contiene al tendón del extensor digiti quinti, el cual se encuentra distal a la articulación radio cubital. El tendón del extensor carpi ulnaris, cruza el sexto compartimiento insertándose en la base del quinto metacarpiano. Cada uno de los tendones comunes guardan relación con el vecino, proximales a la articulación metacarpo falángica por uniones tendinosas. Cuando la laceración de un tendón individual se localiza proximal a su unión, el dedo en particular podría no tener un arco de extensión completo.

A nivel de la articulación metacarpofalángica las expansiones radial y cubital del tendón extensor dorsal, se extienden transversalmente a cada lado para insertarse en el ligamento intermetacarpiano transversal profundo y lámina palmar. Estos se denominan bandas sagitales y son la causa de la centralización de los tendones respectivos y de la extensión de la articulación metacarpofalángica por sí misma. El tendón extrínseco central continúa en sentido distal para insertarse en la base dorsal de la falange media y funciona como extensor principal de la articulación interfalángica proximal. Las cintillas laterales se reunirán y fijarán en la base de la falange distal.”[24].

Extensores extrínsecos

“De los 5 músculos profundos, el abductor pollicis longus y sus extensores brevis y longus cruzan el antebrazo en dirección oblicua de cubital a radial, para insertarse distalmente sobre el pulgar. Los dos músculos restantes del grupo profundo, son el supinador propio y el extensor propio, ambos del dedo índice. Cada uno de estos músculos se origina en el tercio medio de la cara posterior del cúbito y ligamento interóseo. El abductor pollicis longus se origina en un punto proximal y anterior al extensor pollicis brevis y el brevis se origina en un punto justamente proximal y anterior al extensor pollicis longus, el extensor propio del índice nace en el tercio distal de la cara posterior del cúbito y ligamento interóseo, y a causa de su posición más distal con respecto a otros músculos profundos, es el último en reinervarse en los casos de parálisis del nervio radial. Puesto que dicho músculo proporciona extensión independiente al índice puede probarse sosteniendo los otros dedos en posición de flexión y utilizarse como medición de la reinervación más distal.

En el lado dorsal de la muñeca, 12 tendones cruzan la articulación por debajo de un engrosamiento de la aponeurosis profunda del antebrazo, llamado retináculo extensor, el cual divide los tendones en 6 pequeños compartimentos e impide su arqueado durante la extensión de la muñeca. El abductor pollicis longus y el extensor pollicis brevis, ocupan el primer compartimiento en la cara dorso radial de la muñeca. La tenosinovitis de DeQuervain, afecta dichos tendones. El segundo compartimiento extensor contiene los extensor carpi radialis longus y brevis. Los cuales se insertan en la base del segundo y el tercer metacarpianos respectivamente.

El tendón del extensor pollicis longus está contenido en el tercer compartimiento, el trayecto oblicuo a la cara dorsal de la falange distal del pulgar. El cuarto compartimiento contiene el extensor index y el tendón extensor digitorum comunis. El extensor propio del índice se encuentra en un punto cubital al extensor común de los dedos del dedo índice, y su vientre muscular a menudo se localiza más distal. El quinto compartimiento contiene al tendón del extensor digiti quinti, el cual se encuentra distal a la articulación radio cubital. El tendón del extensor carpi ulnaris, cruza el sexto compartimiento insertándose en la base del quinto metacarpiano. Cada uno de los tendones comunes guardan relación con el vecino, proximales a la articulación metacarpo falángica por uniones tendinosas. Cuando la laceración de un tendón individual se localiza proximal a su unión, el dedo en particular podría no tener un arco de extensión completo.

A nivel de la articulación metacarpofalángica las expansiones radial y cubital del tendón extensor dorsal, se extienden transversalmente a cada lado para insertarse en el ligamento intermetacarpiano transversal profundo y lámina palmar. Estos se denominan bandas sagitales y son la causa de la centralización de los tendones respectivos y de la extensión de la articulación metacarpofalángica por sí misma. El tendón extrínseco central continúa en sentido distal para insertarse en la base dorsal de la falange media y funciona como extensor principal de la articulación interfalángica proximal. Las cintillas laterales se reunirán y fijarán en la base de la falange distal.”[24].

Músculos intrínsecos

“Los músculos intrínsecos de la región tenar controlan la fuerza y posición del pulgar y son inervados por los nervios mediano y cubital. Los tres músculos tenares son el abductor y flexor pollicis brevis y el oponente de éste mismo dedo. El abductor pollicis brevis que nace en el borde distal y mitad lateral del retináculo flexor, cubre la superficie del trapecio y la cara distal del tendón flexor radial del carpo; se inserta en el tubérculo radial de la falange proximal del pulgar y proporciona la abducción y pronación características para los movimientos de prensión manual. El músculo flexor corto del pulgar, se localiza en un plano profundo al abductor corto y se origina en dos porciones. El nervio mediano inerva la porción superficial y yace en el borde distal del retináculo flexor y la porción terminal del flexor radial del carpo. Su porción profunda se origina en la superficie palmar del hueso trapecio en el hueso trapecoide y recibe inervación del nervio cubital. El músculo oponente del pulgar se origina por abajo del abductor corto del pulgar más proximal al flexor corto del pulgar y se inserta en la cara palmar del primer metacarpiano.

El músculo aductor del pulgar nace en las porciones transversa y oblicua y se inserta en el lado cubital de la base de la falange proximal, el hueso sesamoideo cubital y la expansión dorsal de los extensores del mismo dedo. La porción transversa nace en el tercer metacarpiano y la oblicua sobre el hueso grande y el trapecoide. Este músculo recibe inervación del nervio cubital y su parálisis se compensa mediante hiperflexión de la articulación interfalángica del pulgar por medio del tendón del flexor largo del mismo. (Signo de Froment).

El nervio cubital inerva también los músculos hipotenares intrínsecos que son el abductor, el flexor y el oponente del quinto dedo. Los cuales controlan su oposición y abducción, así como la flexión de la articulación metacarpofalángica y extensión de la interfalángica. El abductor del meñique se origina en la parte distal del hueso pisiforme, el ligamento pisoganchoso y el ligamento palmar del carpo. Se inserta distalmente en el tubérculo cubital, en la base de la falange proximal del dedo. El músculo flexor del dedo meñique nace en el ligamento palmar del carpo, la apófisis unciforme del hueso ganchoso y el ligamento pisoganchoso. Se inserta sobre la base de la falange proximal, un poco más palmar respecto al abductor. El oponente de este dedo, tiene un origen similar al flexor pero se localiza profundo con respecto a éste. Se inserta en la diáfisis del quinto metacarpiano sobre el lado cubital proporcionando pronación y oposición.

Los músculos interóseos y lumbricales controlan la abducción y aducción de los dedos así como la flexión de la articulación metacarpofalángica y extensión de la interfalángica. Existen 7 músculos interóseos que se encuentran entre los metacarpianos y sus tendones corren en dirección palmar respecto al eje de rotación de la articulación metacarpofalángica. Los tendones lumbricales pueden diferenciarse de los interóseos en que los primeros corren en dirección palmar respecto al ligamento metacarpiano transversal, mientras que los interóseos lo hacen en dirección dorsal. Los 4 interóseos dorsales son abductores, mientras que los tres interóseos palmares son aductores. (Esto es con respecto al dedo medio). Los interóseos también contribuyen a la extensión de la interfalángica. No obstante, los lumbricales son los primeros extensores extrínsecos de esta articulación.”[24].

3.2. EL PULGAR

La siguiente información ha sido extraída de [34].

El pulgar tiene una posición estratégica en la mano, adaptada a su función, ya que es indispensable para realizar las pinzas pulgar- digitales con cada uno de los otros dedos, en particular el índice, y también para la constitución de una toma de fuerza con los otros cuatro dedos.

3.2.1. Articulaciones

1. Articulación trapezoescafoidea o escafotrapezoide: es una artrodia con pequeños movimientos de deslizamiento.
2. Articulación trapezometacarpiana: entre la cara inferior del trapecio y el extremo superior del primer metacarpiano, es una articulación en silla de montar o de encaje recíproco, con dos ejes y dos grados de libertad de movimiento, la cápsula posee cierta laxitud que permite cierta movilidad en el sentido de la rotación ver Figura 3.6⁶.



Figura 3.6: Articulación trapezometacarpiana.

Los movimientos esenciales que permiten al pulgar su orientación respecto a la mano se producen a nivel de la trapezometacarpiana. Dos ejes oblicuos entre sí dirigen los movimientos de antepulsión-retropulsión y aducción-abducción (ver Figura 3.7). La posición de referencia o neutra, para realizar dichos movimientos, es la posición A, se considera como la de reposo muscular, en la cual el pulgar queda en antepulsión de unos 40° y en abducción de unos 20° . La amplitud global de antepulsión-retropulsión oscila de 50° a 90° (ver Figura3.7 a). El movimiento de retropulsión, se produce cuando el metacarpiano se dirige hacia atrás, a la posición B. El movimiento de antepulsión, se produce cuando el metacarpiano se dirige hacia delante, a la posición C.

⁶Figura 3.6.Fuente: http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Pulgar_Apuntos_2010.pdf

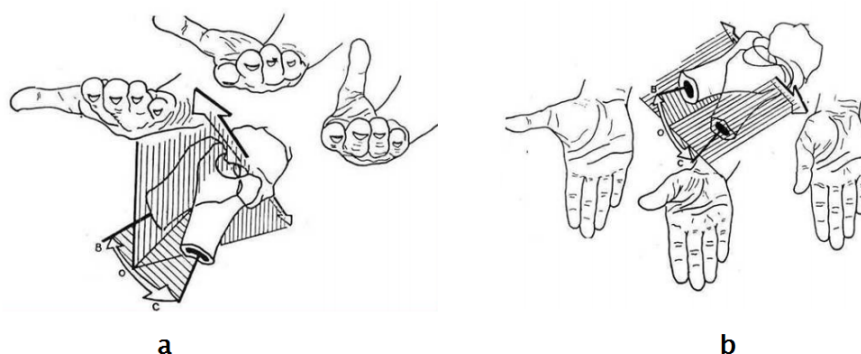


Figura 3.7: Amplitud de antepulsión-retropulsión (a) y adducción-abducción (b).

Los movimientos de adducción-abducción se efectúan en un plano próximo al de la palma de la mano. La amplitud global de abducción-adducción oscila de 40° a 50° (3.7 b). El movimiento de abducción se produce cuando el metacarpiano se separa, hacia la posición B. El movimiento de adducción, se produce cuando el metacarpiano se aproxima, pasando a la posición C. Se producen también movimientos de rotación automática cuando se producen movimientos simultáneos en los dos ejes.

3. Articulación metacarpofalángica: entre la cabeza del primer metacarpiano, y la base de la falange proximal, es una articulación condílea, con dos ejes y dos grados de libertad de movimiento. Como ocurre con las metacarpofalángicas de los otros dedos, la superficie articular de la base de la falange se prolonga hacia delante con un fibrocartilago en cuyo espesor se encuentran dos sesamoideos y también tienen dos ligamentos laterales laxos en extensión y que se tensan en flexión, como ocurre en las metacarpofalángicas de los cuatro últimos dedos, por las mismas razones no debe inmovilizarse esta articulación en extensión (riesgo de retracción y rigidez).

Los movimientos de esta articulación son: flexión (de 75° a 80°) extensión (0°), pequeños movimientos de lateralidad, pero sin embargo posee un movimiento de rotación axial importantísimo, para la oposición del pulgar (ver Figura 3.8⁷).

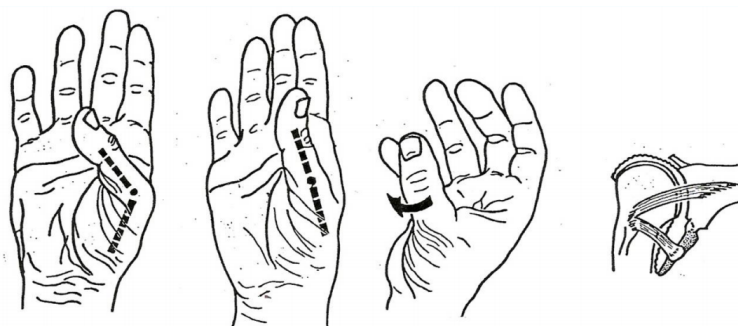


Figura 3.8: Articulación metacarpofalángica.

⁷ Figuras 3.7 y 3.8. Fuente: http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Pulgar_Apunte_2010.pdf

4. Articulación interfalángica: entre la cabeza de la falange proximal, y la base de la falange distal, es una articulación en troclear, que sólo posee un sentido de libertad de movimiento la flexoextensión, su estructura es similar a las interfalángicas de los otros dedos. La flexión es de 75° a 80° y la extensión si es activa de 5° a 10° , pero puede llegar a 30° de forma pasiva (ver Figura 3.9⁸).

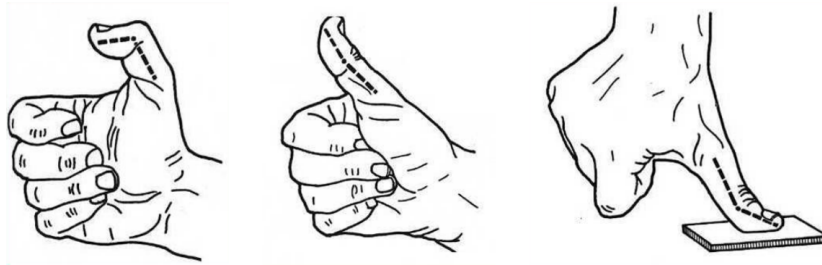


Figura 3.9: Articulación interfalángica.

3.2.2. Músculos motores del pulgar

El pulgar tiene ocho músculos motores, distribuidos en dos grupos: cuatro músculos extrínsecos y cuatro músculos intrínsecos.

Músculos extrínsecos

1. Abductor largo del pulgar

- Origen: en el tercio medio de la cara posterior del cúbito y radio.
- Inserción: en la cara anteroexterna de la base del primer metacarpiano,
- Acción: lleva el primer metacarpiano hacia fuera y hacia delante, por lo que es abductor y flexor.
- Exploración: se pide la antepulsión del pulgar en abducción (Estudiar por Daniels o Lacote).
- Observaciones: Al ser el más anterior de los tendones de la tabaquera anatómica, actúa también como flexor de muñeca cuando los radiales no la fijan.

⁸Figuras 3.9 y 3.10. Fuente: http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Pulgar_Apuntos_2010.pdf



Figura 3.10: Abductor largo del pulgar.

2. Extensor corto del pulgar

- Origen: en la cara posterior de la diáfisis del radio, por debajo del abductor largo. Sigue un trayecto paralelo al precedente.
- Inserción: en la porción dorsal de la base de la falange proximal.
- Acción: posee dos acciones, extiende la metacarpofalángica y lleva el pulgar hacia fuera, es por lo tanto el abductor verdadero del pulgar.
- Exploración: se pide la extensión de la metacarpofalángica del pulgar, produciéndose al mismo tiempo la abducción (Estudiar por Daniels o Lacote).
- Observaciones: Forma el borde radial de la tabaquera anatómica, al estar situado en la región radial, actúa también como abductor de muñeca cuando los cubitales no la fijan.



Figura 3.11: Extensor corto del pulgar.

3. Extensor largo del pulgar

- Origen: en el tercio medio de la cara externa de la diáfisis del cúbito, por debajo del abductor largo.
- Inserción: en porción dorsal de la base de la falange distal.

- Acción: extiende la interfalángica y pasivamente lleva el metacarpiano y la falange proximal hacia adentro y atrás (aduce y extiende), contribuyendo a aplanar la palma de la mano (el pulpejo mira hacia delante).
- Exploración: se pide la extensión de la interfalángica del pulgar (Estudiar por Daniels o Lacote).
- Observaciones: Forma el borde cubital o interno de la tabaquera anatómica, actúa también como extensor de muñeca cuando los el palmar mayor no la fija. Los tres músculos anteriores, desde el punto de vista funcional, llegan cada uno a un segmento óseo del pulgar y los tres juntos son motores de la retropulsión del pulgar (ver Figura 3.12⁹).



Figura 3.12: Extensor largo del pulgar.

4. Flexor largo del pulgar

- Origen: en la cara anterior de la diáfisis del radio.
- Inserción: en la cara palmar de la base de la falange distal del pulgar.
- Acción: flexiona la interfalángica y pasivamente produce flexión de la falange proximal, para que la flexión de la falange distal aparezca aislada debe contraerse el extensor corto, impidiendo la flexión de la proximal .
- Exploración: se pide la flexión de la interfalángica del pulgar (Estudiar por Daniels o Lacote).
- Observaciones: Tiene un papel insustituible en la prensión terminal. Pasa por el túnel carpiano.



Figura 3.13: Flexor largo del pulgar.

⁹Figuras 3.11 y 3.12. Fuente: http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Pulgar_Apuntos_2010.pdf

Músculos intrínsecos

1. Flexor corto del pulgar.

Está formado por dos cabezas.

- Origen: en trapecio, trapezoide, hueso grande y ligamento anular anterior del carpo.
- Inserción: por un tendón común en el sesamoideo externo y en el tubérculo externo de la base de la falange proximal
- Acción: flexión de la falange proximal sobre el primer metacarpiano, imprimiendo una rotación axial en el sentido de la pronación.
- Exploración: se pide la flexión de la articulación metacarpofalángica (Estudiar por Daniels o Lacote).
- Observaciones: Forma parte de los músculos del grupo externo (junto con el abductor corto y el oponente) por insertarse en el lado externo del pulgar, grupo fundamental para la oposición del pulgar (ver Figura 3.14¹⁰).



Figura 3.14: Flexor corto del pulgar.

2. Oponente del pulgar.

- Origen: en trapecio y ligamento anular anterior del carpo.
- Inserción: en todo el lado externo o radial del primer metacarpiano.
- Acción: posee tres acciones simétricas a las del oponente del meñique:
 - Flexión del primer metacarpiano sobre el carpo.
 - Adducción del primer metacarpiano.
 - Rotación axial en el sentido de la pronación.

¹⁰Figuras 3.13 y 3.14. Fuente: http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Pulgar_Apunes_2010.pdf

- Exploración: se pide oposición al meñique, uniendo los pulpejos de ambos dedos (Estudiar por Daniels o Lacote).
- Observaciones: forma parte de los músculos del grupo externo (junto con el flexor corto y el abductor corto) por insertarse en el lado externo del pulgar. Participa activamente en todos los tipos de prensión que requieren la intervención del pulgar.



Figura 3.15: Oponente del pulgar.

3. Abductor corto del pulgar.

Está formado por dos cabezas.

- Origen: en el tubérculo del escafoides, en trapecio y ligamento anular anterior del carpo.
- Inserción: en el tubérculo externo de la base de la falange proximal. Además emite una expansión dorsal que forma una especie de correón dorsal junto con el aductor (similar al de los interóseos de los otros dedos). Este músculo no está situado por fuera, sino por delante y por dentro del primer metacarpiano (esto es esencial para comprender su función).
- Acción: no es abductor, por lo que no merece su nombre, ya que produce flexión con inclinación radial de la falange proximal sobre el primer metacarpiano, imprimiéndole, una rotación axial en el sentido de la pronación, pero además provoca la adducción y antepulsión (flexión) del primer metacarpiano.
- Exploración: se pide la oposición del pulgar a la 2^a comisura, situada entre los dedos índice y medio .
- Observaciones: forma parte de los músculos del grupo externo (junto con el flexor corto y el oponente) por insertarse en el lado externo del pulgar, grupo fundamental para la oposición del pulgar, junto con el abductor largo. La oposición, es la facultad de poner el pulpejo del pulgar por delante de la palma y en ella, generalmente, el pulgar se dirige al encuentro de otro dedo, con mayor frecuencia del índice. Esta acción de oposición del pulgar, es la suma de tres componentes elementales:
 - Antepulsión del primer metacarpiano y accesoriamente de la primera falange.

- Adducción del primer metacarpiano e inclinación lateral de la primera falange hacia el borde radial (estas acciones son tanto más acentuadas cuanto más interno es el dedo al que se opone, siendo máximas para el meñique).
- Rotación axial del metacarpiano y de la primera falange en el sentido de la pronación. Estos tres componentes se producen por la acción combinada del abductor largo y de los músculos del grupo tenar externo: flexor corto, oponente y abductor corto.

4. Adductor del pulgar.

Está formado por dos cabezas, oblicua y transversa.

- Origen: el haz oblicuo, en el hueso grande y cara palmar de la base del 2^o y 3^o metacarpianos. El haz transverso, en la cara palmar de la diáfisis del tercer metacarpiano.
- Inserción: por un tendón común en el sesamoideo interno y en el tubérculo interno de la base de la falange proximal. Además emite una expansión dorsal que forma el correo dorsal junto con el abductor corto. Este músculo está asimilado con el que algunos autores, como Kapandji, denominan primer interóseo palmar, por lo que pueden considerarse como un sólo músculo (de hecho, el adductor del pulgar está innervado como los interóseos por el nervio cubital).
- Acción: flexión ligera con inclinación cubital de la falange proximal sobre el primer metacarpiano, imprimiéndole, una rotación axial en el sentido de la supinación, pero además provoca la adducción y antepulsión (flexión) del primer metacarpiano.
- Exploración: se pide la adducción del pulgar, llevando el borde interno del pulgar a ponerse en contacto con la base del índice.
- Observaciones: en la prensión subtermino-lateral (pulpejo del pulgar-lateral del índice), interviene muy activamente, de hecho, se utiliza la fuerza de esta prensión como prueba para explorar la integridad del nervio cubital (signo de Froment, ver Figura 3.16¹¹).



Figura 3.16: Adductor del pulgar.

¹¹Figuras 3.15 y 3.16. Fuente: http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Pulgar_Apuntes_2010.pdf

3.3. EL ANTEBRAZO

Es la tercera de las cuatro porciones en las que se divide el miembro superior, delimitado por su cara superior con el brazo mediante el codo y por su cara inferior con la mano mediante la muñeca.

3.3.1. OSTEOARTICULAR

El radio se articula directamente con el hueso del brazo, el húmero, con el mismo cubito y con los huesos del carpo escafoides y semilunar. Por otra parte el cúbito tan solo se articula con el hueso del brazo, el húmero y con el radio. Este, está formado por la articulación radiocubital que consiste en la unión, por la zona superior e inferior, del cubito y el radio, quedando un espacio entre ellos recubierto por tejido fibro-cartilaginoso muy resistente, esta articulación es la que permite ejecutar movimientos de pronación y supinación en donde el radio gira alrededor del cúbito.

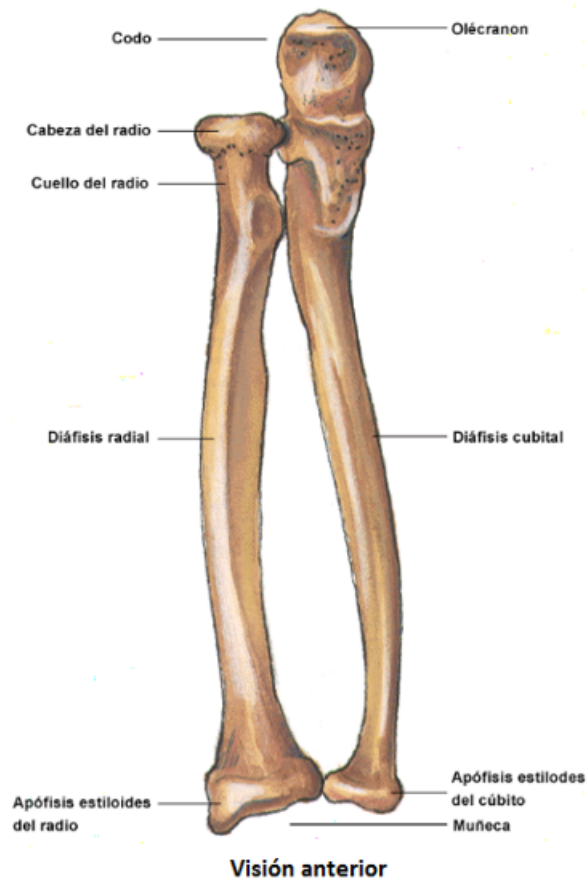


Figura 3.17: Visión anterior de los huesos del antebrazo.

Conformado principalmente por 2 huesos largos: el radio (hueso externo) y el cúbito (hueso interno).

3.3.2. LIGAMENTARIA

Los ligamentos pueden ser organizados en 5 categorías:

- Anterior.
- Posterior.
- Lateral interno.
- Lateral externo.
- Inferior.

Permitiendo la correcta ejecución de los movimiento necesarios para la flexión y la extensión.

Articulaciones del codo

“Es la unión del húmero, el ulnar y el radio. Está formada por tres articulaciones: húmero-radial, húmero-ulnar y radio-ulnar proximal. Estas uniones implican seis superficies articulares. Son del género de las diartrosis y permiten dos movimientos: 1) Flexo-extensión, determinada por la articulación húmero-antebraquial que se divide en dos, la húmero-radial correspondiente al tipo de las condileas e implica la unión de dos superficies elípticas, y la húmero-ulnar correspondiente al tipo de las trocleares e implica la unión de dos superficies tipo poleas. 2) Prono-supinación, determinada por la articulación radio-ulnar, del tipo de las trocoides, que implica la unión de dos superficies cilíndricas, una hueca y la otra maciza.

La cápsula articular es fibrosa, cubre todo el complejo articular y tiene forma de manguito. Se inserta en el húmero por encima de la fosa olecraneana por posterior y encima de las fosas coronoidea y radial por anterior; de aquí las fibras se dirigen al antebrazo y terminan en el ulnar cerca al contorno del cartílago articular, exceptuando la cara lateral y superior del olécranon que está lejos de la articulación. Llegan también hasta el radio a medio centímetro del contorno articular de la cabeza de éste.

La membrana sinovial tapiza toda la cara profunda de la capsula articular, esto indica que hay una sola sinovial para tres articulaciones. En las superficies óseas no articulares la membrana sinovial se refleja para revestirlas; esto forma un fondo de saco articular anterior a nivel de las fosas supratroclear y radial, un fondo de saco posterior a nivel de la fosa olecraneana, y la fosa inferior a nivel del cuello del radio que se encuentra intraarticular.

Los ligamentos que participan en esta articulación son:

- Ligamento anular: cinta fibrosa que se inserta en el ulnar en los márgenes de la escotadura radial y abraza la cabeza del radio. En la periferia se pega a la cápsula fibrosa del codo; estabiliza la articulación radio-ulnar proximal y le permite la movilidad necesaria para la pronosupinación.

- Ligamento anterior: se inserta arriba junto con la cápsula fibrosa y la cara anterior del epicóndilo medial, hacia lateral en las fosas radial y coronoidea, lateral a la superficie articular del cóndilo humeral. De aquí salen fibras verticales y oblicuas que terminan en el ligamento anular y en el proceso coronoideo del ulnar.
- Ligamento posterior: tiene fibras que pasan transversalmente al húmero por encima del olécranon; por detrás de éste se encuentran pequeños depósitos de grasa y fibras oblicuas que van del reborde superior de la fosa olecraneana hasta el olécranon.
- Ligamento cuadrado: engrosamiento de la cápsula articular; cuadrilátero que se encuentra por debajo y hacia posterior de la articulación radio-ulnar. Sale del reborde inferior de la escotadura radial del ulnar y de la parte interna del cuello del radio.
- Ligamento colateral radial: tiene tres haces de fibras; anterior, medio y posterior. Todas nacen en el epicóndilo lateral; el primero se extiende en forma de abanico sobre la cabeza del radio y termina en el ulnar, anterior a la escotadura radial del ulnar. El fascículo medio se dirige hasta la parte posterior de la escotadura radial del ulnar y pasa por detrás de la cabeza del radio. El fascículo posterior llega al borde lateral del olécranon.
- Ligamento colateral ulnar: al igual que el radial tiene tres fascículos; anterior, posterior y transversal. Los dos primeros nacen en el epicóndilo medial, mientras que el transversal nace en la cara lateral del olécranon. El anterior termina en la coronoides, cara anteromedial; el posterior en la cara medial del olécranon; el transversal, junto con el anterior, en el proceso coronoideo. De los tres fascículos el anterior es el que brinda mayor estabilidad.”[25].

Articulación radio-ulnar distal

“Es del género de las diartrosis del tipo de las trocoides. La superficie cilíndrica cóncava del borde medial de la epífisis del radio se complementa con la cilíndrica convexa del borde lateral de la epífisis distal del ulnar. Estas superficies están recubiertas por cartílago y se complementan con un disco articular.

La cápsula se inserta hacia medial en el borde superior de la superficie articular del ulnar y, lateralmente, en el borde superior de la escotadura ulnar del radio.

La membrana sinovial recubre toda la cara profunda de la cápsula articular y, hacia proximal, deja un receso entre el ulnar y el radio, denominado receso sacciforme (fondo de saco superior).

Hay dos ligamentos que la estabilizan: los radio-ulnares anterior y posterior. El primero va desde la escotadura ulnar del radio hasta la cabeza del cúbito en su cara anterior; el posterior se dirige al mismo nivel pero por posterior de la escotadura ulnar del radio hasta el estiloides ulnar.”[25].

3.3.3. MÚSCULOTENDINOSA

Para realizar una correcta revisión sobre los músculos del antebrazo, se estudian en su cara anterior (flexores y pronadores), en su cara posterior (extensores y supinadores), y en sus diferentes planos.

A continuación se presenta una serie de tablas ¹² en dónde se muestran cada uno de los músculos presentes en el antebrazo, su origen, inserción, inervación y acción principal.

Tabla 3.1: Músculos anteriores del antebrazo capa superficial.






CAPA SUPERFICIAL				
Músculo	Origen	Inserción	Inervación	Acción Principal
 <p><i>Pronador Redondo</i></p>	Epicóndilo medial del húmero y apófisis coronoides del cúbito	Tercio medio de la cara lateral del radio	N. Mediano	Prona y flexiona el antebrazo (por el codo)
 <p><i>Flexor Radial del carpo</i></p>	Epicóndilo medial del húmero	Base del 2° metacarpiano		Flexiona y separa la mano (por la muñeca)
 <p><i>Palmar largo</i></p>		Mitad distal del retináculo flexor y aponurosis palmar		Flexiona la mano (por la muñeca) y tensa la aponurosis palmar.
 <p><i>Flexor cubital del carpo</i></p>	<p><u>Cabeza humeral:</u> epicóndilo medial del húmero</p> <p><u>Cabeza cubital:</u> olécranon y borde posterior del cúbito</p>	Hueso pisiforme, gancho del hueso ganchoso y 5° metacarpiano	N. Cubital	Flexiona y aproxima la mano (por la muñeca)

Tabla 3.2: Músculos anteriores del antebrazo capa intermedia.

CAPA INTERMEDIA				
Músculo	Origen	Inserción	Inervación	Acción Principal
 <p><i>Flexor Superficial de los dedos</i></p>	<p><u>Cabeza humerocubital:</u> epicóndilo medial del húmero, ligamento colateral del cúbito y apófisis coronoides del cúbito.</p> <p><u>Cabeza radial:</u> mitad superior del borde anterior del radio</p>	Cuerpos de las falanges medias de los cuatro dedos mediales	N. Mediano	Flexiona las falanges medias por las articulaciones interfalángicas proximales de los cuatro dedos mediales; si se contrae con más fuerza, también flexiona las falanges proximales por las articulaciones metacarpofalángicas y la mano

¹²Tablas 3.1, 3.2, 3.3, 3.4 y 3.5. Fuente: <http://www.telmeds.org/wp-content/uploads/2012/01/Antebrazo.pdf>.

Tabla 3.3: Músculos posteriores del antebrazo capa profunda.



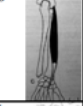

CAPA SUPERFICIAL					
Músculo	Origen	Inserción	Inervación	Acción Principal	
<i>Braquiorradial</i> (Supinador Largo)		Cresta supracondílea lateral del húmero	Cara lateral de la extremidad distal del radio.	Flexiona el antebrazo	
<i>Extensor radial largo del carpo</i>		Cresta supracondílea lateral del húmero	Base del 2º metacarpiano		
<i>Extensor radial corto del carpo</i>		Base del 3er metacarpiano	Ramo profundo del N. Radial	Extiende y separa la mano por la muñeca	
<i>Extensor común de los dedos</i>		Expansiones extensoras (falange distal) de los cuatro dedos mediales	N. Interóseo posterior, prolongación del ramo profundo del N. Radial		
<i>Extensor del meñique</i>		Expansión extensora del 5º dedo			
<i>Extensor cubital del carpo</i>		Epicóndilo lateral del húmero y borde posterior del cúbito	Base del 5º metacarpiano	N. Interóseo posterior, prolongación del ramo profundo del N. Radial	Extiende y aproxima la mano por la muñeca

Tabla 3.4: Músculos posteriores del antebrazo capa superficial.










CAPA SUPERFICIAL					
Músculo	Origen	Inserción	Inervación	Acción Principal	
<i>Braquiorradial</i> (Supinador Largo)		Cresta supracondílea lateral del húmero	Cara lateral de la extremidad distal del radio.	Flexiona el antebrazo	
<i>Extensor radial largo del carpo</i>		Cresta supracondílea lateral del húmero	Base del 2º metacarpiano		
<i>Extensor radial corto del carpo</i>		Base del 3er metacarpiano	Ramo profundo del N. Radial	Extiende y separa la mano por la muñeca	
<i>Extensor común de los dedos</i>		Expansiones extensoras (falange distal) de los cuatro dedos mediales	N. Interóseo posterior, prolongación del ramo profundo del N. Radial		
<i>Extensor del meñique</i>		Expansión extensora del 5º dedo			
<i>Extensor cubital del carpo</i>		Epicóndilo lateral del húmero y borde posterior del cúbito	Base del 5º metacarpiano	N. Interóseo posterior, prolongación del ramo profundo del N. Radial	Extiende y aproxima la mano por la muñeca

Tabla 3.5: Músculos posteriores del antebrazo capa profunda.

CAPA PROFUNDA				
<p><i>Supinador</i> (Supinador corto)</p> 	<p>Epicóndilo lateral del húmero, ligamentos colateral del radio y anular, fosa supinadora y cresta cubital</p>	<p>Caras lateral, posterior y anterior del tercio proximal del radio</p>	<p>Ramo profundo del N. Radial</p>	<p>Supina el antebrazo (es decir, rota el radio para que la palma gire hacia adelante)</p>
<p><i>Separador largo del pulgar</i></p> 	<p>Bordes posteriores del cúbito, radio y membrana interósea</p>	<p>Base del 1er metacarpiano (cara externa)</p>	<p>N. Interóseo posterior, prolongación del ramo profundo del N. Radial</p>	<p>Separa el pulgar y lo extiende por la articulación carpometacarpiana</p>
<p><i>Extensor corto del pulgar</i></p> 	<p>Cara posterior del radio y membrana interósea</p>	<p>Base de la falange proximal del pulgar (cara dorsal)</p>		<p>Extiende la falange proximal del pulgar por la articulación carpometacarpiana</p>
<p><i>Extensor del índice</i></p> 	<p>Cara posterior del cúbito y de la membrana interósea</p>	<p>Expansión extensora del 2º dedo</p>		<p>Extiende el 2º dedo y ayuda a extender la mano</p>
<p><i>Extensor largo del pulgar</i></p> 	<p>Cara posterior del tercio medio del cúbito y de la membrana interósea</p>	<p>Base de la falange distal del pulgar</p>	<p>N. Interóseo posterior, prolongación del ramo profundo del N. Radial</p>	<p>Extiende la falange distal del pulgar por las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas</p>

Capítulo 4

DISEÑO MECATRÓNICO

Introducción

En el siguiente capítulo, se muestran cada una de las etapas presentes en el proceso de diseño, implementando una diversa gama de técnicas y estrategias con las cuales se garantiza la correcta ejecución y el cumplimiento completo esperado. Para ello se divide en etapas: mecánica, electrónica y software.

Después de realizar una evaluación "costo vs beneficio", son tomados en cuenta los siguientes parámetros de diseño:

- Liviano (peso total inferior a 2kg).
- Compacto (dimensiones similares a las del modelo biológico).
- Resistente (rígido con bajo coeficiente de corte).
- Suficiente fuerza para manipular herramientas sencillas (destornilladores, pinzas, reglas, esferos, etc).
- Económico en fabricación (piezas y procesos con coste total inferior a COP \$1'000.000).

Son realizados una serie de modelos y diseños con el fin de obtener el sistema más cercano a cumplir con los objetivos propuestos además cumplir con los parámetros de diseño.

4.1. DISEÑO MECÁNICO

Dentro del modelo mecánico, se tienen en cuenta 2 puntos claves: dedos y muñeca.

Todos estos modelos, son realizados siguiendo las medidas antropomórficas, las cuales se acerquen el modelo biológico tomado de referencia (brazo derecho del diseñador y desarrollador del proyecto).

Primer diseño

Para este primer diseño, se realiza una serie de bocetos enfocándose en los dedos y su sistema de movimiento en un principio a base de barras y poleas.

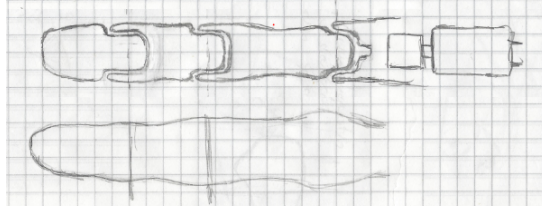


Figura 4.1: Comparativa de modelo biológico para sistema de dedos.

Boceto sobre movimiento de dedos a través de sistemas de barras.

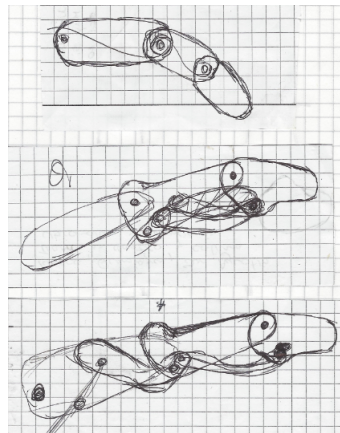


Figura 4.2: Sistema de barras.

Bocetos sobre movimientos de dedos a través de sistemas de guayas y/o tendones.

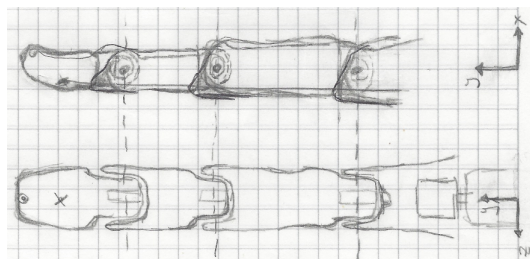


Figura 4.3: Sistema de movimientos de dedos, a través de tendones.

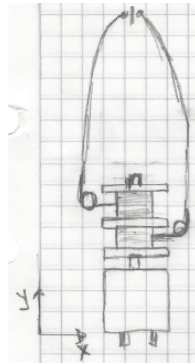


Figura 4.4: Sistema de flexión y extensión para dedos.

En adición, se plantea un modelo para cada una de las falanges de los dedos.

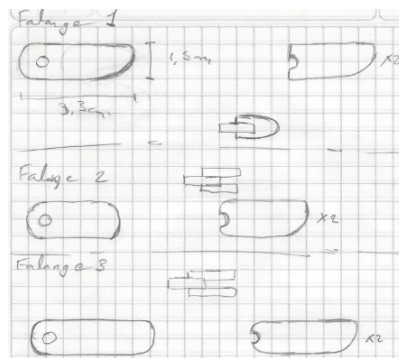


Figura 4.5: Boceto de dedos.

Se genera el primer diseño en SolidWorks escogiendo como material, el acrílico de 6mm de espesor.

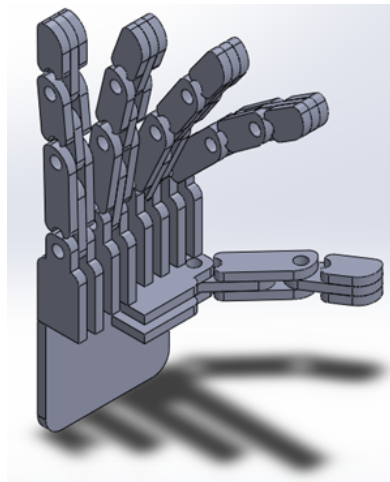


Figura 4.6: Primer modelo de mano en SolidWorks.

Segundo diseño

En este segundo diseño se realiza un ajuste a las dimensiones generales acoplando el diseño más cerca a las dimensiones del modelo biológico.

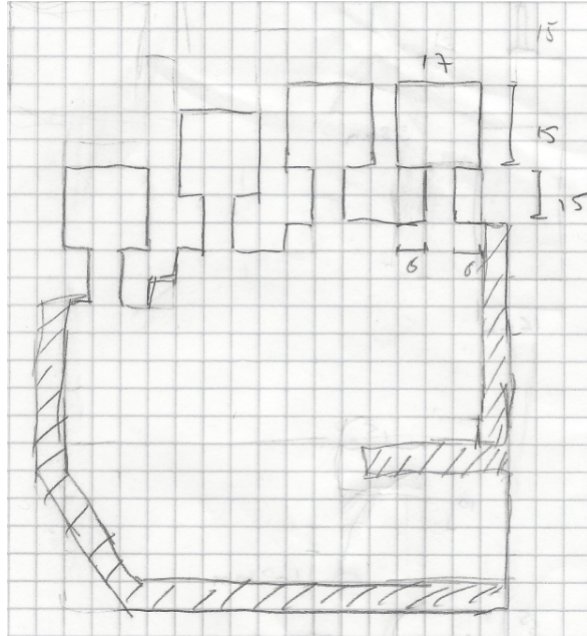


Figura 4.7: Boceto ajustado palma de mano 1.

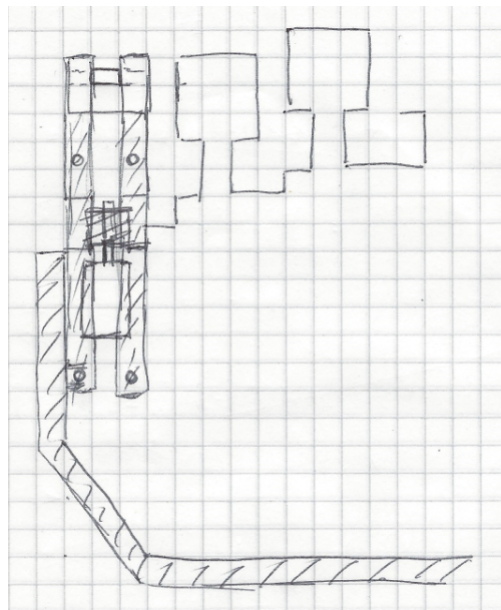


Figura 4.8: Boceto ajustado palma de mano 2.

En adición, se rediseñan las bases encargadas de unir los dedos a la palma.

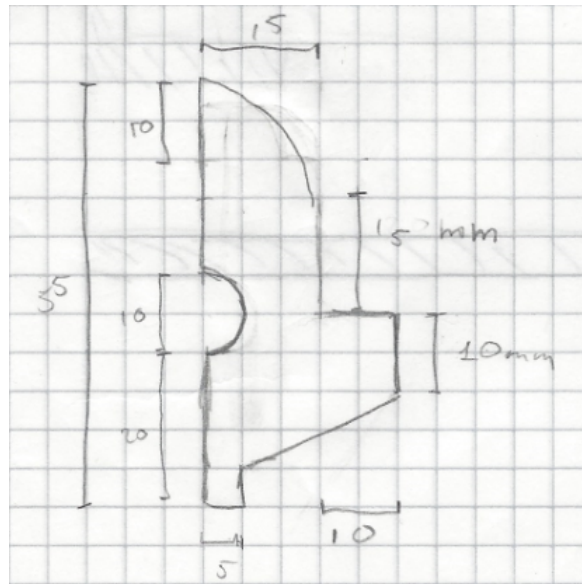


Figura 4.9: Boceto ajustado base dedos.

Se genera el segundo diseño en SolidWorks manteniendo como material, el acrílico de 6mm de espesor.

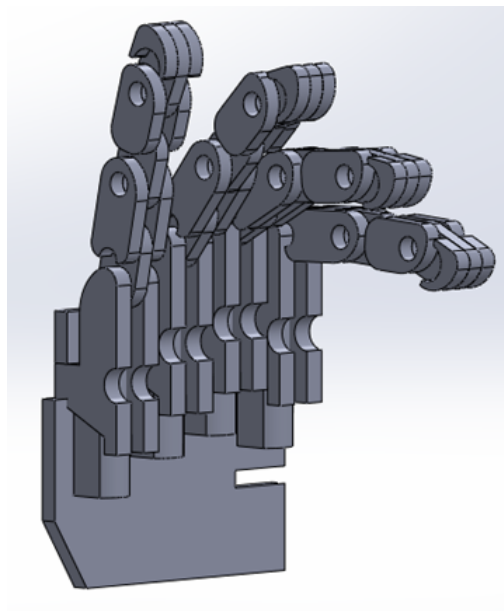


Figura 4.10: Segundo modelo de mano en SolidWorks.

Tercer diseño

Para este tercer diseño, se realiza la implementación de la muñeca mediante un arreglo de piñones.

Para ella, teniendo en cuenta que posee un movimiento compuesto principalmente conformado por Flexión, Extensión y Giro, se decidió dividir el diseño en dos (2) partes:

Flexión/Extensión

Se parte del boceto de los mismos.

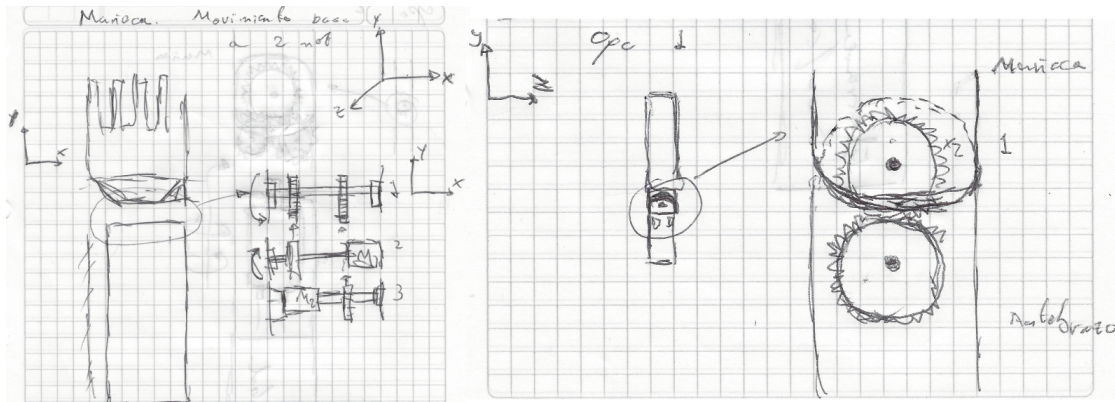


Figura 4.11: Boceto para movimiento de muñeca 1.

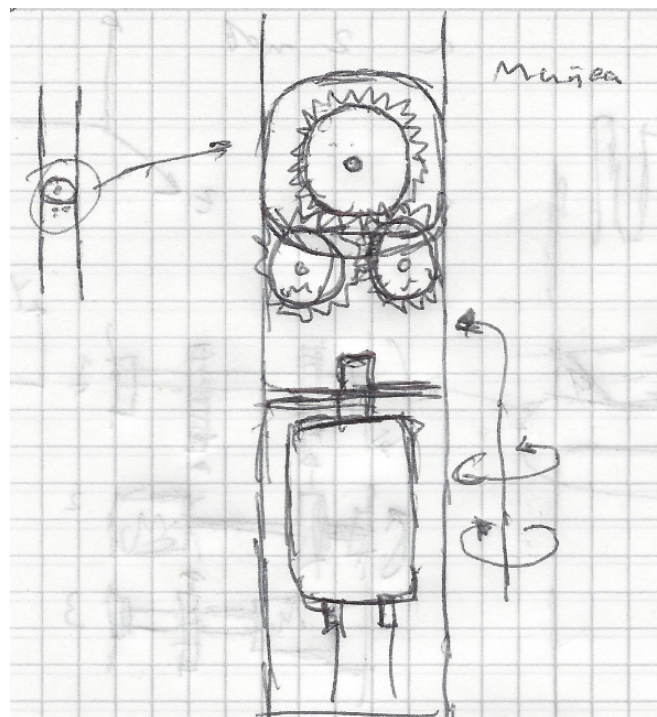


Figura 4.12: Boceto para movimiento de muñeca 2.

Se diseñó el siguiente arreglo presente en la Figura 4.13 de motorreductores (ver Cap 5. subsección: ACTUADORES), ejes y engranajes, utilizando un acople fijo y giros opuestos en los motorreductores con el fin de garantizar movimiento en el mismo sentido disminuyendo la carga presente.

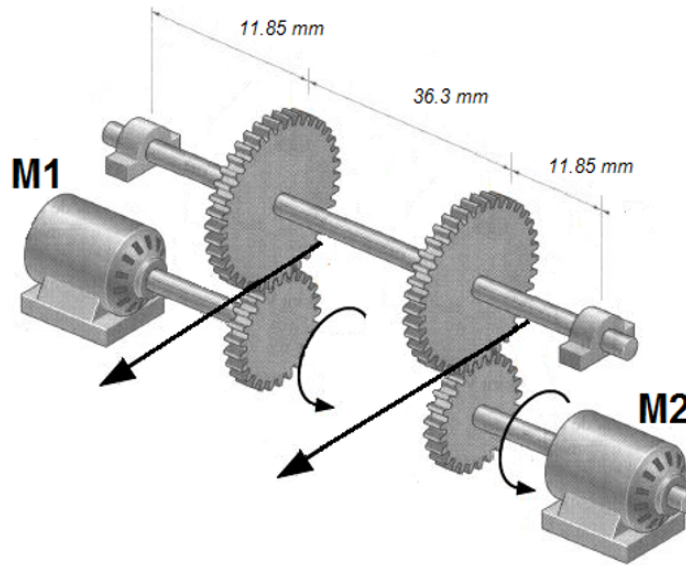


Figura 4.13: Arreglo de engranajes y motores para la muñeca.

A continuación, se complementa la Figura 4.13 indicando el ángulo y las distancias entre centros de motores y el eje principal de tracción.

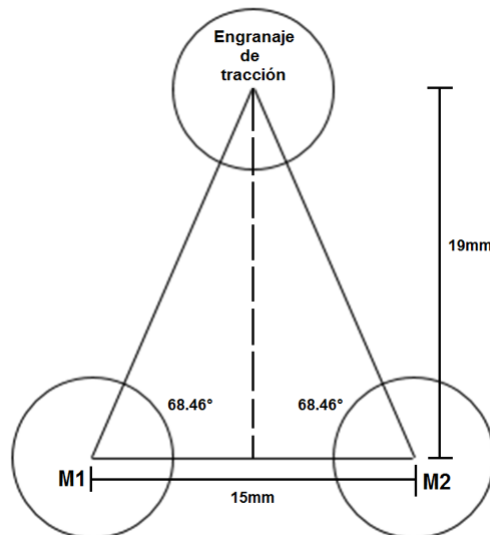


Figura 4.14: Ubicación de los motorreductores de la muñeca.

Relación de transmisión

Debido al arreglo implementado la relación de transmisión de un par de fuera se puede calcular de la siguiente forma:

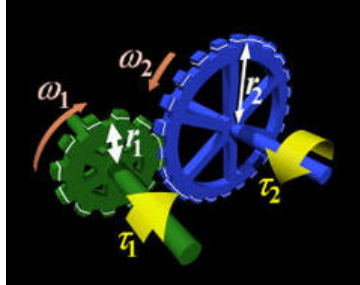


Figura 4.15: Relación de transmisión de un par de piñones.

$$\tau = \frac{Z_1}{Z_2} \quad (4.1)$$

$$\tau = \frac{19}{44} \quad (4.2)$$

$$\tau = 0,43$$

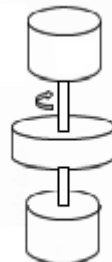
Dónde:

Z_1 : Es el número de dientes del engranaje de entrada.

Z_2 : Es el número de dientes del engranaje de salida.

Giro

Para realizar el giro se implementó un sistema de acople sencillo en la muñeca, entre el antebrazo y el mecanismo de flexión/extensión.

Palma muñeca

**Motor
muñeca**

Figura 4.16: Acople directo de motores.

Se genera el tercer diseño en SolidWorks sobre los ajustes realizados al modelo.

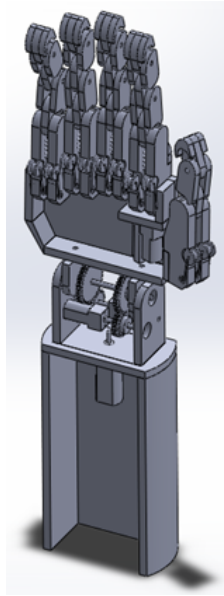


Figura 4.17: Tercer modelo de mano en SolidWorks.

Diseño final

DEDOS MEÑIQUE, ANULAR, MEDIO E INDICE

Aunque, los movimientos de estos dedos son flexión, extensión, abducción y aducción, estos dos últimos son bastantes limitados, por lo cual, para este diseño tan solo se tuvo en cuenta la emulación de la flexión y la extensión.

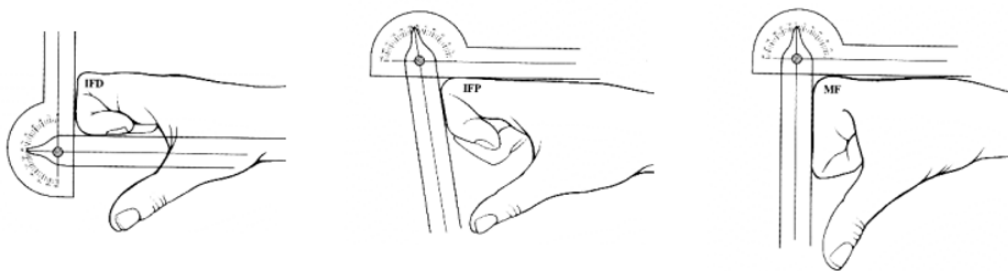


Figura 4.18: Flexión de las articulaciones de los dedos de la mano.

El modelo de P. Nelson utiliza tres razones empíricas y una relación de fuerza y frecuencia.

Gracias a esto es posible determinar que al momento de la contracción Figura 4.19¹ de los músculos están presentes 2 términos en la fuerza total ejercida [35].

¹Figura 4.19. Fuente: V. S. Rafeal Kelly, «Control de movimiento de Robots Manipuladores,» 2003.

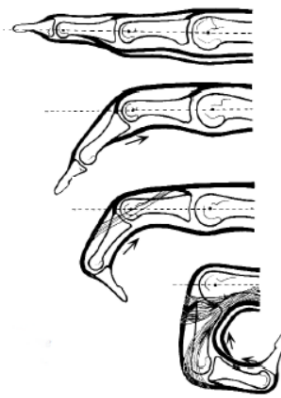


Figura 4.19: Movimiento completo de la flexión del dedo.

F_1 : Es la rigidez del músculo, en donde el músculo no está excitado.

F_2 : Es la fuerza de contráctil debido a la acción de los sarcómeros que componen la unidad funcional del músculo cuando se excita.

Dónde:

F_0 = Fuerza máxima ejercida por el músculo.

L = Longitud del músculo.

L_0 = Longitud del músculo relajado.

$$F_1 = F_0 e \left[9 * \left(\frac{L}{L_0} - 1,554 \right) \right] \quad (4.3)$$

$$F_2 = F_0 e \left[9 * \left(\frac{\frac{L}{L_0} - 1,07}{0,404} \right) \right]^2 \quad (4.4)$$

En la Figura 4.20, se puede observar el diagrama básico el cual refleja los movimientos de flexión y extensión de los dedos, meñique, anular, medio e índice.

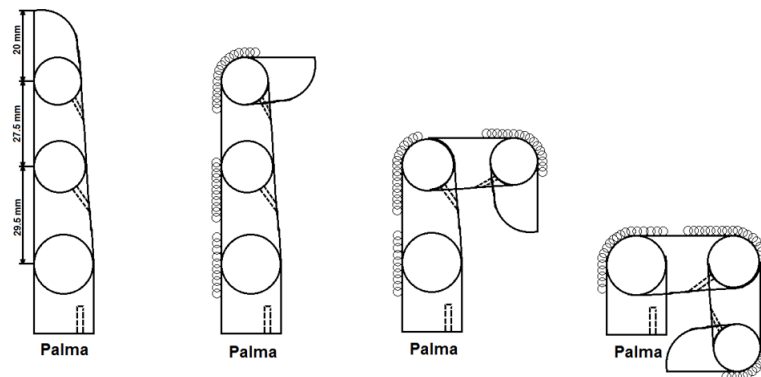


Figura 4.20: Diagrama básico de los dedos: meñique, anular, medio e índice.

Finalmente, después de realizar el diseño 3D en SolidWorks (ver Figura 4.21) se lleva al modelo físico, gracias a la implementación de materiales como: acrílico, lámina de acero, tornillos, aglutinantes, etc.

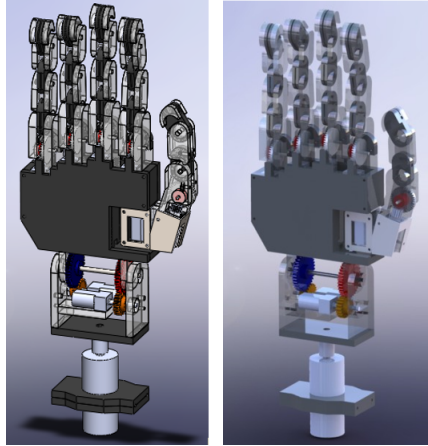


Figura 4.21: Diseño mecánico en SolidWorks.

4.2. DISEÑO ELECTRÓNICO

DISEÑO DE FUENTE DE REGULACIÓN DUAL

¿Qué es una fuente de regulación de voltaje o tensión?

Una fuente de regulación de voltaje o tensión es definida como un conjunto de dispositivos o elementos electrónicos los cuales se alimentan de una tensión determinada y a su vez son capaces de entregar o proporcionar una cantidad de tensión estable y bien especificada, generalmente menor, en base al acondicionamiento para un equipo y/o conjunto de elementos eléctricos determinados [17].

Los reguladores de tensión son clasificados en:

a) Reguladores en serie o lineales: Se caracterizan por controlar la tensión de salida ajustando continuamente la caída de tensión en un transistor de potencia conectado en serie entre la entrada no regulada y la carga. Este transistor opera en su región activa o lineal debido a que debe conducir continuamente.

Lamentablemente y aunque son más sencillos de implementar que los reguladores de conmutación, este tipo de reguladores tienden a ser poco eficientes debido a la potencia consumida por el elemento en serie, siendo esta eficiencia del alrededor del 20 %, mostrando un buen desempeño únicamente para potencias bajas inferiores a 5W.

b) Reguladores de conmutación: A diferencia de los reguladores lineales, estos emplean un transistor de potencia en modo de conmutación de alta frecuencia, de tal manera que la energía es

transferida desde la entrada a la carga en paquetes discretos los cuales luego, son convertidos a una corriente continua mediante un filtro inductivo y capacitivo.

Cabe notar que su eficiencia resalta obteniendo hasta un 80 % de la misma gracias a que consume menos potencia en su región lineal debido a los pulsos de conmutación.

Este tipo de reguladores son utilizados con gran frecuencia en sistemas digitales en dónde es más importante y necesario una alta eficiencia y un bajo peso que un pequeño rizado de salida.

Teniendo en cuenta diversos parámetros y variables de los elementos que intervienen en el sistema se decide optar por la implementación de una fuente dual regulada de 5v y -5v, con una capacidad de carga no superior a 1Amp.

Se decide implementar el regulador LM7805 con base a sus características de desempeño presente en las Figuras 4.22² y 4.23³. Para desarrollar la correcta fuente dual se tienen en cuenta como base el circuito sugerido por el fabricante el regulador LM7805 cómo se muestra en la Figura 4.24⁴.

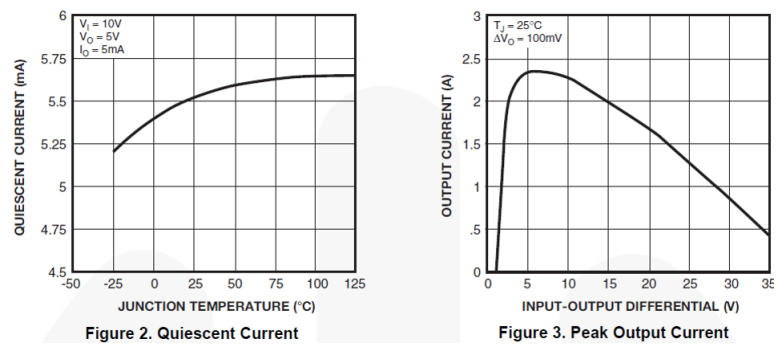


Figura 4.22: Curvas de desempeño LM7805 (1).

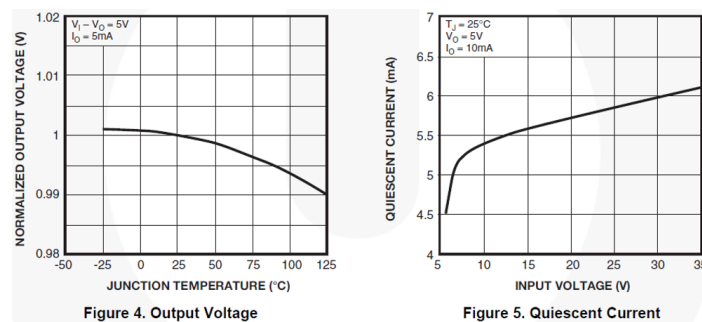


Figura 4.23: Curvas de desempeño LM7805 (2).

²Figura 4.22. Fuente: Datasheet LM7805.

³Figura 4.23. Fuente: Datasheet LM7805.

⁴Figura 4.24. Fuente: Datasheet LM7805.

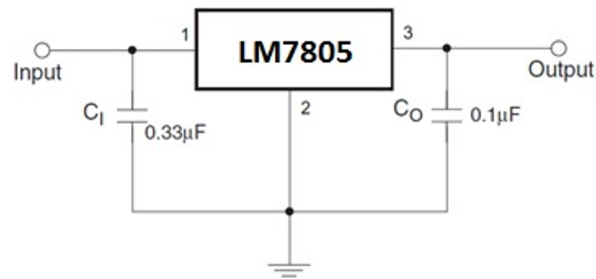


Figura 4.24: Regulador de tensión de 5v propuesto por fabricante.

Dentro del proceso de diseño se sigue el esquema de la siguiente figura.

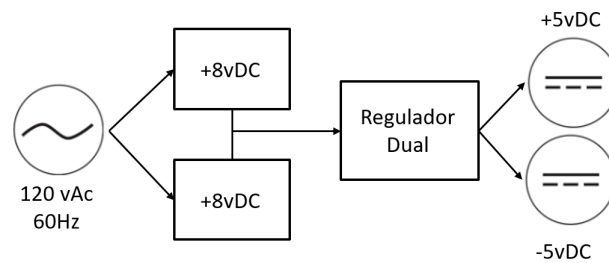


Figura 4.25: Esquema fuente de regulación dual +5v y -5v.

Sin embargo, es necesario realizar una modificación con el fin de obtener la misma magnitud de tensión con componente negativa, quedando el circuito de la fuente de regulación dual de tensión simétrica opuesta cómo se muestra a continuación:

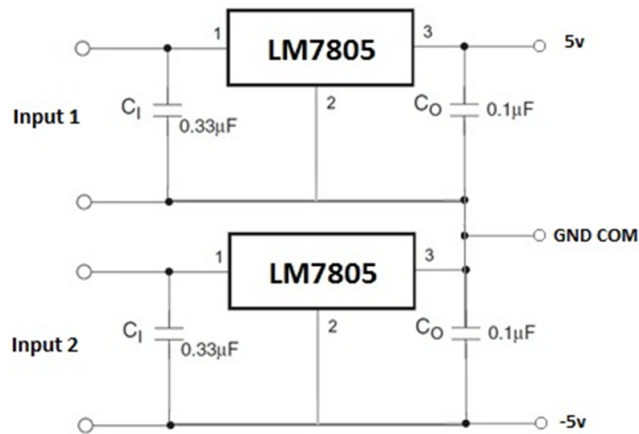


Figura 4.26: Regulador dual para 5v y -5v.

Capítulo 5

IMPLEMENTACIÓN MECATRÓNICA

Introducción

En el siguiente capítulo, se muestran cada una de las etapas de implementación con el fin de ejecutar correctamente el proyecto.

5.1. ARQUITECTURA GENERAL DEL SISTEMA

A continuación se da una breve descripción de los bloques que conforman el sistema, ver figura 5.1 .

El sistema de emulación de movimiento fue dividido o clasificado en 8 etapas principales, las cuales son:

- *Electrodos*: es la etapa encargada de obtener las señales EMG al estar en contacto directo con la piel del usuario.
- *Amplificador de instrumentación*: se encarga de amplificar las señales obtenidas por los electrodos.
- *Filtrado*: a través de un arreglo de filtros diseñados para esta aplicación, esta etapa elimina o restringe la banda a de frecuencias con el fin de obtener las señales útiles.
- *Amplificador/Seguidor*: proporciona ganancia a la señal filtrada para compensar las pérdidas del sistema.
- *Filtro Notch*: esta etapa se encarga de eliminar las frecuencias de la red, aquellas que la etapa del filtrado no rechazó.
- *Convertor A/D*: se encarga de transducir y/o convertir las señales analógicas en digitales para que de este modo sea posible su implementación dentro de la red neuronal.
- *Red neuronal*: en esta etapa se lleva a cabo el procesamiento de las señales entrantes con el fin de obtener la salida correcta para los actuadores del sistema.

- **Actuadores:** es la etapa encargada de efectuar los movimientos definidos del sistema con base en las señales y/o desiciones indicadas por la etapa de la red neuronal.

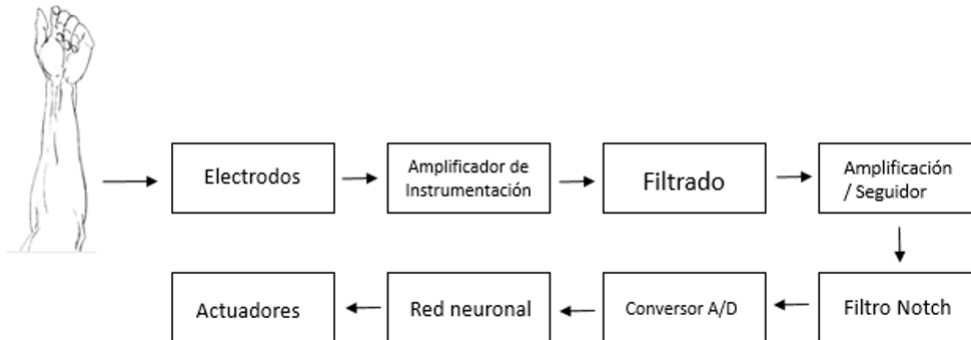


Figura 5.1: Diagrama de bloques del sistema.

5.2. IMPLEMENTACIÓN MECÁNICA

Cabe denotar que debido a que el sistema está basado en un conjunto antropomórfico, cada una de las medidas fue extraída lo más precisa posible de un modelo orgánico de referencia ya existente garantizando las posiciones de las Tablas 5.1,5.2y 5.3.

Tabla 5.1: Posiciones mecánicas del sistema (a).

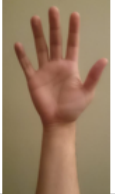

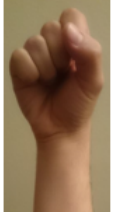

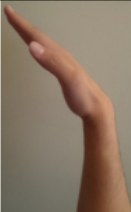


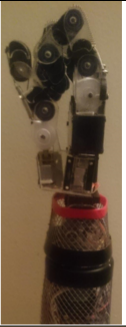


Nº	NOMBRE	POSICIÓN BIOLÓGICA	POSICIÓN PRÓTESIS
1	Apertura		
2	Cierre		
3	Flexión		

Tabla 5.2: Posiciones mecánicas del sistema (b).

4	Extensión		
5	Rotación positiva		

Tabla 5.3: Posiciones mecánicas del sistema (c).

6	Rotación negativa		
7	Señalar		

Los movimientos para los dedos se logran a través de un sistema compuesto por 3 resortes como se aprecia en la Figura 5.2 (los cuales actúan como extensores) y una cuerda ver Figura 5.3 (la cual se comporta como tendón del flexor), todo gracias a la implementación de un actuador (motor) haciendo efecto de enrollamiento sobre la cuerda generando tensión para lograr la flexión del dedo.

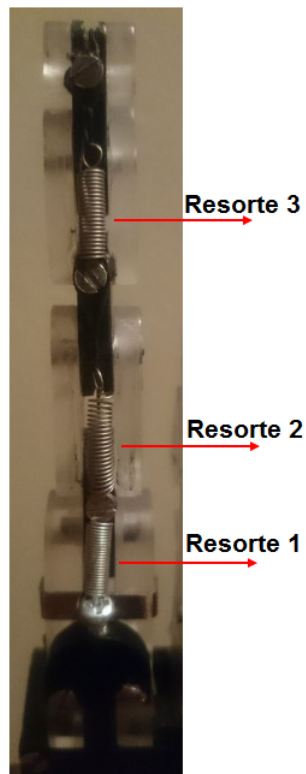
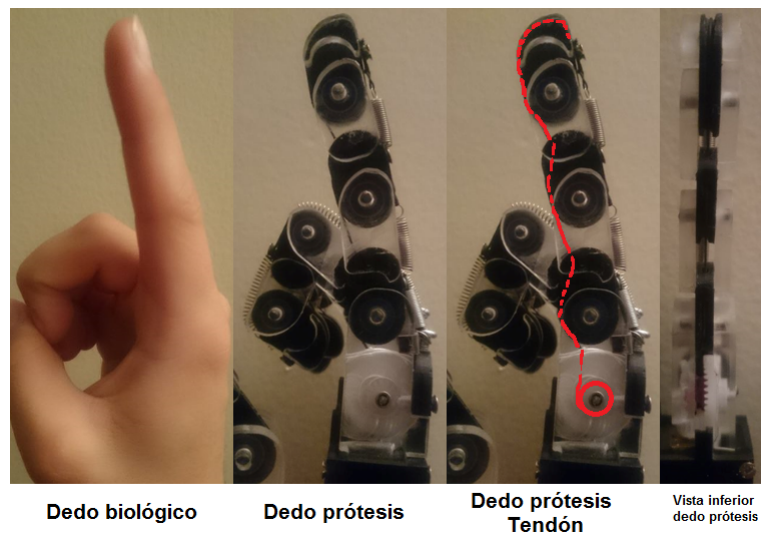


Figura 5.2: Sistema de resortes para dedos: meñique, anular, medio e índice.



Dedo biológico

Dedo prótesis

Dedo prótesis
Tendón

Vista inferior
dedo prótesis

Figura 5.3: Sistema de cuerdas para dedos: meñique, anular, medio e índice.

5.2.1. DEDO PULGAR

Siendo este dedo uno de los más complejos gracias a su amplia libertad de movimiento y aclarando que los principales movimientos son la abducción, la aducción, la oposición, la flexión y la extensión, para este diseño, se hará un énfasis en oposición, flexión y extensión [33].

Oposición:

Para la oposición, se empleó un sistema de giro a través de un micro-motoreductor de 512 Rpm (Ver Figura 5.34), anclando el eje del motor a la palma de la mano y dejando el cuerpo del motor libre junto con el pulgar.

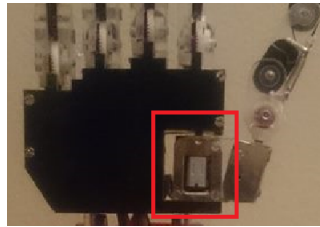


Figura 5.4: Sistema de oposición pulgar.

Flexión/extensión:

Estos movimientos se lograron mediante la implementación de un sistema compuesto por 3 resortes como se aprecia en la Figura 5.5 (los cuales actúan como extensores) y una cuerda ver Figura 5.6 (la cual se comporta como tendón flexor), todo gracias a la implementación de un actuador (motor) haciendo efecto de enrollamiento sobre la cuerda generando tensión para lograr la flexión del dedo.

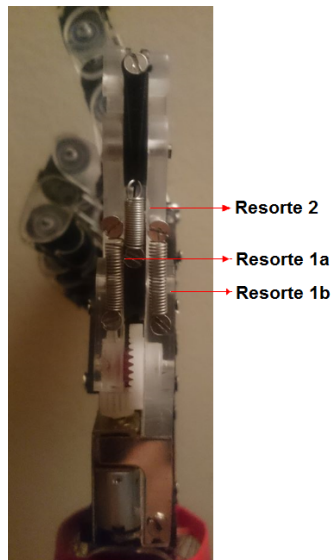


Figura 5.5: Sistema resortes dedo pulgar.

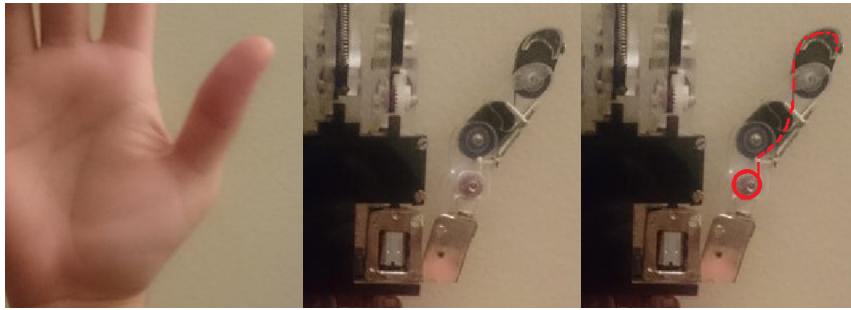


Figura 5.6: Sistema para cuerdas del dedo pulgar.

5.3. IMPLEMENTACIÓN DE FUENTE DE REGULACIÓN DUAL

Para los Inputs 1 y 2 se emplea una etapa pre reguladora otorgada por dos fuentes de 8v a 1Amp.

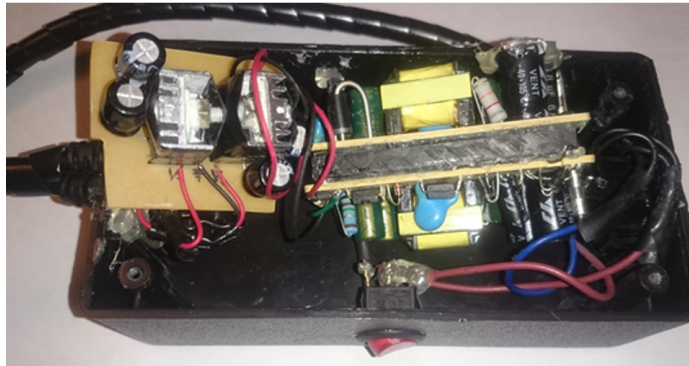


Figura 5.7: Foto de la electrónica de la fuente regulada dual de +5v y -5v.

La salida de la fuente diseñada posee 2 cables de 2 hilos cada uno, trenzados y recubiertos con una espiral plástica con una longitud de 1.07 m y un conector tipo molex de 4 pines al extremo del cable.



Figura 5.8: Conector molex macho de 4 pines implementado en la fuente de alimentación dual.

De este modo, la fuente completa para la alimentación del sistema se muestra a continuación:



Figura 5.9: Fuente dual de +5v y 5v.

5.4. ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES

A continuación se muestran los puntos donde se localizan los electrodos.

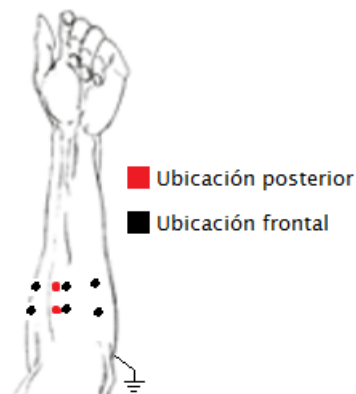


Figura 5.10: Localización de electrodos.

5.4.1. ELECTRODOS

Utilizando electrodos superficiales en pares (bipolares) se obtienen las señales electromiográficas para el estudio de los bio-potenciales. Es necesario tener en cuenta que la amplitud y anchura de banda de la señal EMG no está determinada únicamente por las fuentes electrofisiológicas y las distancias de los electrodos, también por los tipos y tamaños de estos electrodos implementados.

Se diseña el sensor, utilizando 0.95 m de cable apantallado de 9 hilos gracias a su recubrimiento en malla o tubo metálico, el cual actúa como jaula de Faraday con el fin de reducir lo más posible el ruido e interferencias, tanto del entorno hacia el cable como del cable al entorno.

A un extremo del cable se acopla un conector VGA DB-9 macho con la siguiente distribución:

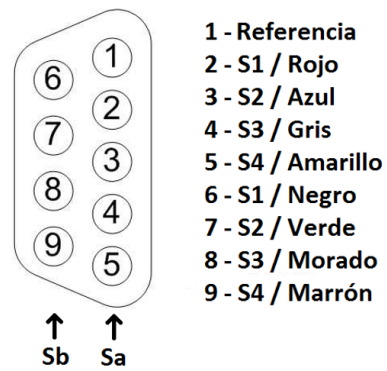


Figura 5.11: Distribución de hilos en el cable apantallado para el conector VGA DB-9 macho.



Figura 5.12: Foto del conector VGA macho implementado.

En el otro extremo se encuentran los electodos. Para ello se implementaron electodos 3M gracias a su tamaño reducido (8.8mm de diámetro), impermeabilidad y bajo contenido de cloro, con un ojal en cloruro de plata/plata (Ag-Ag Cl) el cual mejora sus características de monitoreo y registro.



Figura 5.13: Foto de los electodos que actúan como sensores al otro extremo del cable DB-9.

De este modo, el sensor completo para la adquisición de la señal se muestra a continuación:

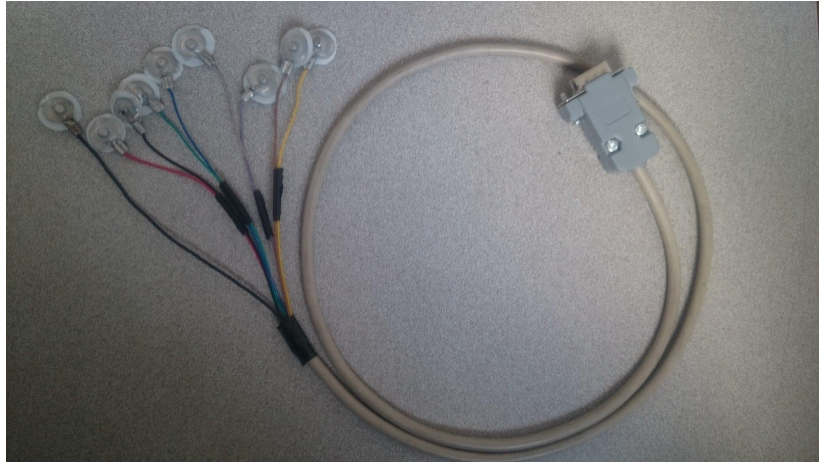


Figura 5.14: Sensor completo para la adquisición de las señales.

5.4.2. AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN

Teniendo en cuenta la información recopilada sobre los bio-potenciales se hace uso de la ecuación propuesta por el fabricante del Ina 128p para su implementación.

Seleccionando una resistencia mínima de 120 Ohm para una alta ganancia.

Se obtiene:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (5.1)$$

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{120\Omega} \quad (5.2)$$

$$G \cong 416 \quad (5.3)$$

En adición, en conjunto a la ganancia se le da una característica extra al amplificador de instrumentación logrando hacer que trabaje como un filtro pasa altos con frecuencia de corte de 15 Hz.

Para ello es requerida una capacitación de 50uF.

Sin embargo, ya que no está disponible un condensador con esa capacitancia, se recurre a la implementación de dos condensadores de 100uF en serie en configuración espalda con espalda, generando la capacitancia deseada con polaridad indiferente.

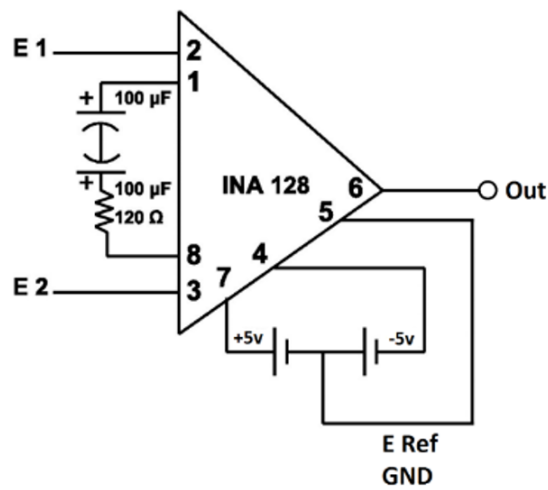


Figura 5.15: Diagrama Ina 128p.

Este circuito se realiza para cada uno de los 4 canales de adquisición de señal.

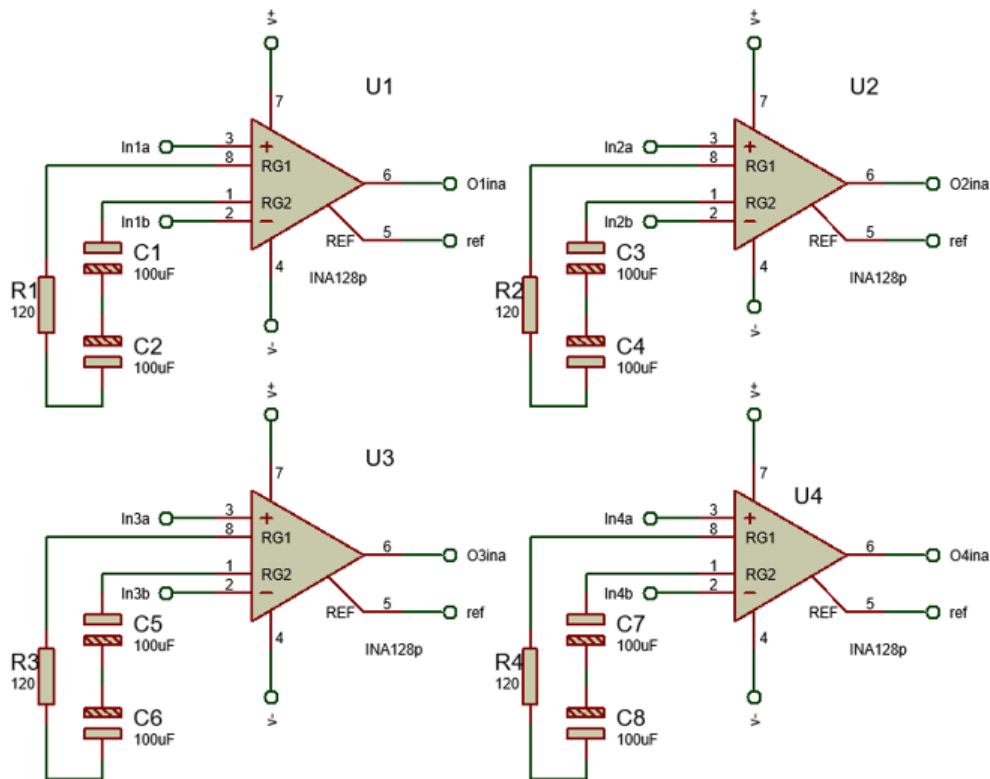


Figura 5.16: Diagrama en Proteus del circuito de Ina 128p para 4 canales.

De este modo, el circuito impreso de Ina 128p canal cuádruple para la adquisición de la señal se muestra a continuación:

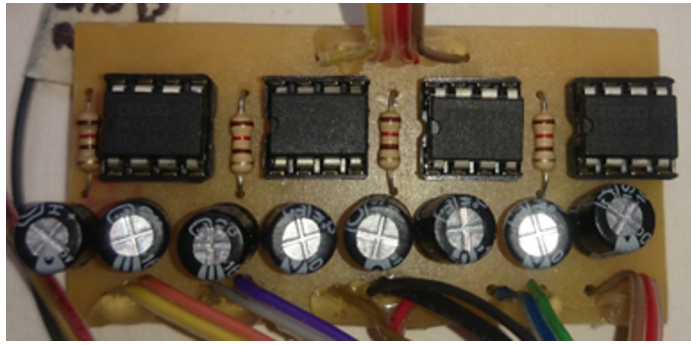


Figura 5.17: Foto 1 del circuito cuádruple de adquisición de señales.

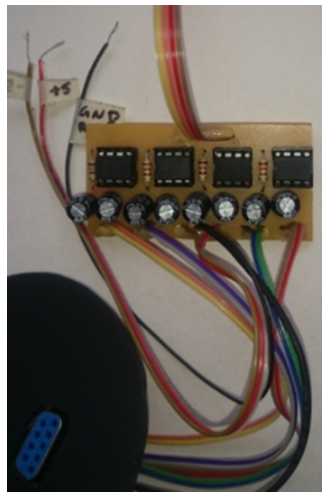


Figura 5.18: Foto 2 del circuito cuádruple de adquisición de señales.

5.4.3. FILTRADO

A modo de mejorar las señales obtenidas en la etapa anterior se emplea una combinación de filtros en cascada comprendida por un filtro pasa – altos pasivo y un filtro pasa – bajos activo (Butterworth de segundo orden para mejorar la pendiente de la f_c) con una frecuencia de corte de 500 Hz, teniendo en cuenta las frecuencias importantes en el análisis de señales electromiográficas superficiales para este conjunto de músculos.

Este circuito se realiza para cada uno de los 4 canales de adquisición de señal.

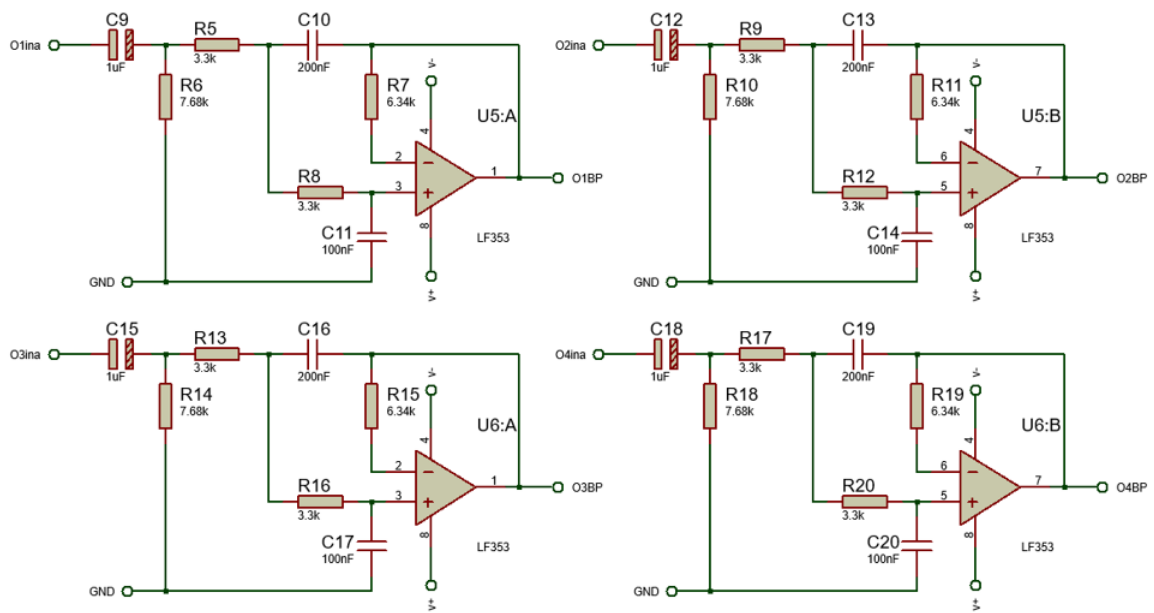


Figura 5.19: Diagrama en Proteus del circuito de filtrado para 4 canales.

Obteniendo las siguientes respuestas:

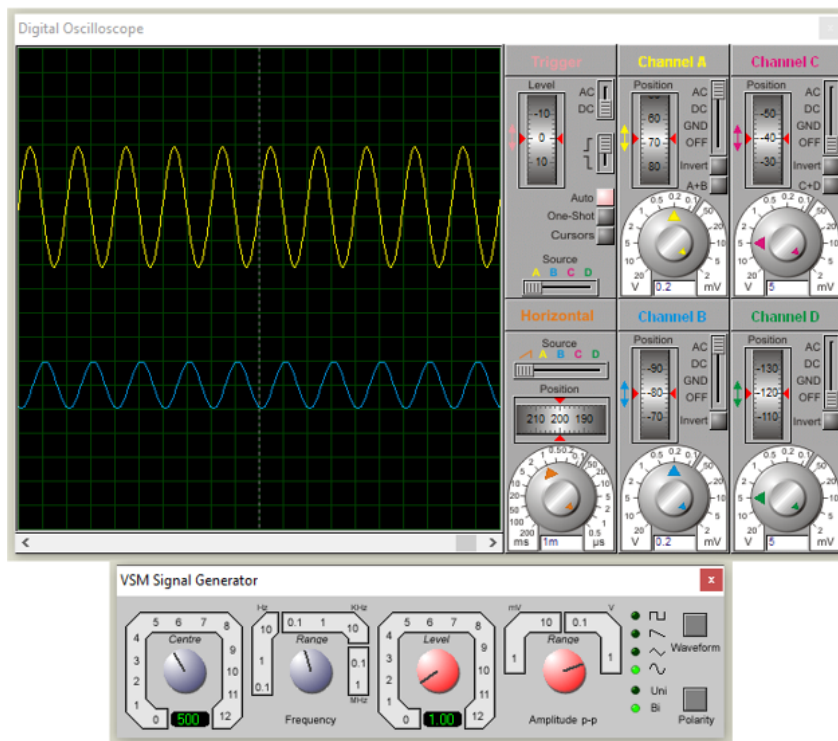


Figura 5.20: Vista de osciloscopio en Proteus, con señal de generador a 500 Hz (amarilla) vs filtro Butterworth (azul).

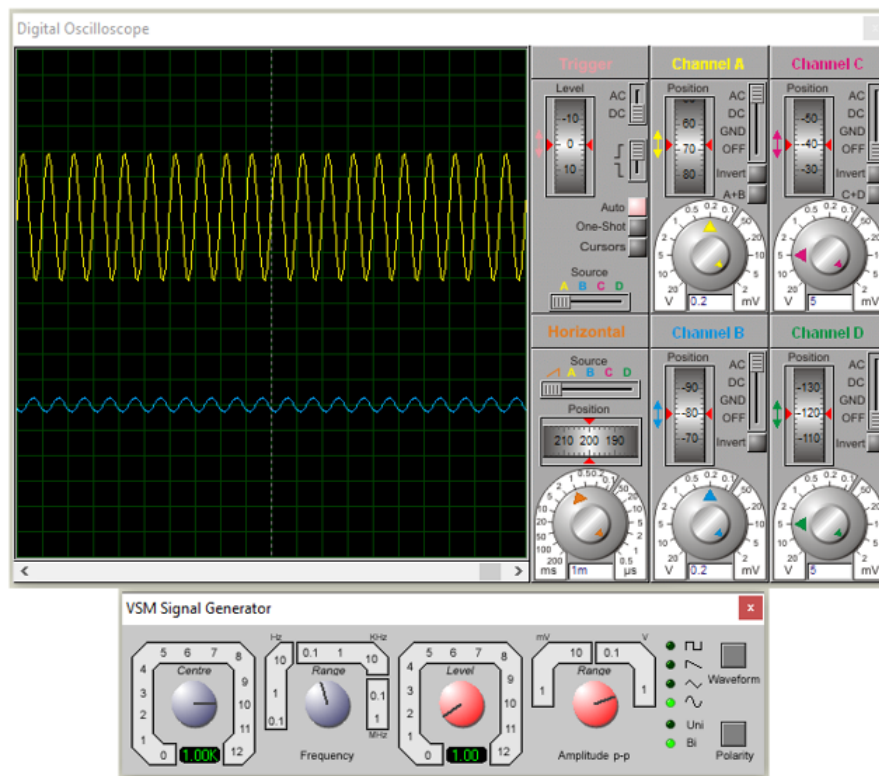


Figura 5.21: Vista de osciloscopio en Proteus, con señal de generador a 1 kHz (amarilla) vs filtro Butterwoth (azul).

Algunos valores de resistencias y condensadores no son completamente comerciales por lo que se realizó arreglos de serie y paralelo, para obtener estos valores.

De este modo, el circuito de filtrado impreso de canal cuádruple se muestra a continuación:

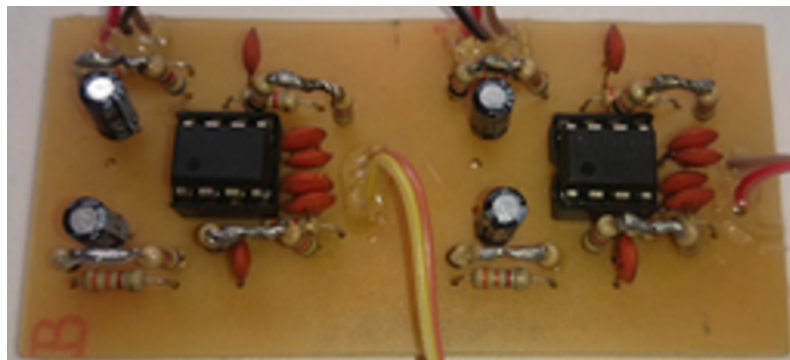


Figura 5.22: Foto del circuito cuádruple de filtrado de señales.

5.4.4. AMPLIFICADOR/SEGUIDOR

Para la etapa de amplificación/seguimiento, se diseñó un circuito variable el cual en base a la resistencia variable puede llegar a comportarse tanto como un amplificador o como un seguidor al tener ganancia unitaria.

En dónde la ganancia total del circuito está dada por:

$$G = \frac{(R_G + R_2)}{R_2} \quad (5.4)$$

Sin embargo, al poseer esta resistencia variable se tiene en cuenta la ganancia máxima (G_{max}) y la ganancia mínima (G_{min}).

Con el fin de lograr una ganancia máxima igual a 100, se selecciona la R_2 con un valor de $1k\Omega$. Reemplazando en la ecuación 5.4 se obtiene:

$$100 = \frac{R_G + 1k\Omega}{1k\Omega} \quad (5.5)$$

$$R_G = 99k\Omega \quad (5.6)$$

Debido a que $99k\Omega$ no es un valor comercial se opta por seleccionar una resistencia variable o trimmer de $100k\Omega$.

De este modo se obtiene para la ganancia mínima:

$$G_{min} = \frac{0 + 1k\Omega}{1k\Omega} \quad (5.7)$$

$$G_{min} = 1 \quad (5.8)$$

De este modo se obtiene para la ganancia máxima:

$$G_{max} = \frac{100k\Omega + 1k\Omega}{1k\Omega} \quad (5.9)$$

$$G_{max} = 101 \quad (5.10)$$

Siguiendo la metodología tratada se realiza una etapa de amplificación para cada uno de los canales del sistema:

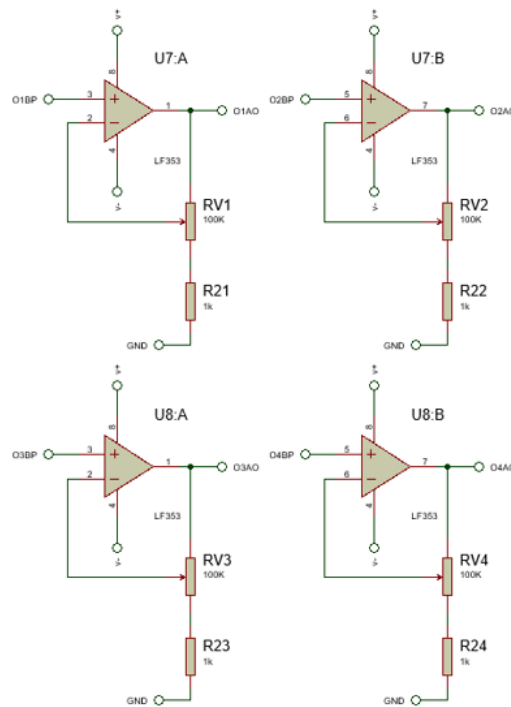


Figura 5.23: Diagrama en Proteus del circuito de amplificación para 4 canales.

Obteniendo las siguientes respuestas:

Resistencia variable al 0 %

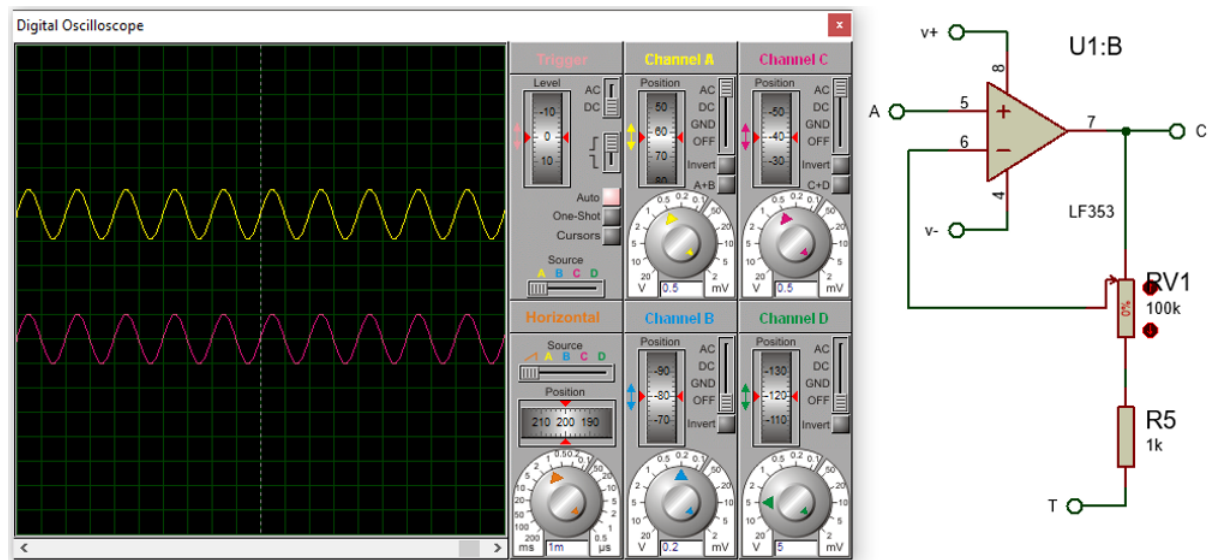


Figura 5.24: Vista de osciloscopio en Proteus, señal generador (amarilla) vs AO de ganancia variable con resistencia al 0 % (morada).

Resistencia variable al 50 %

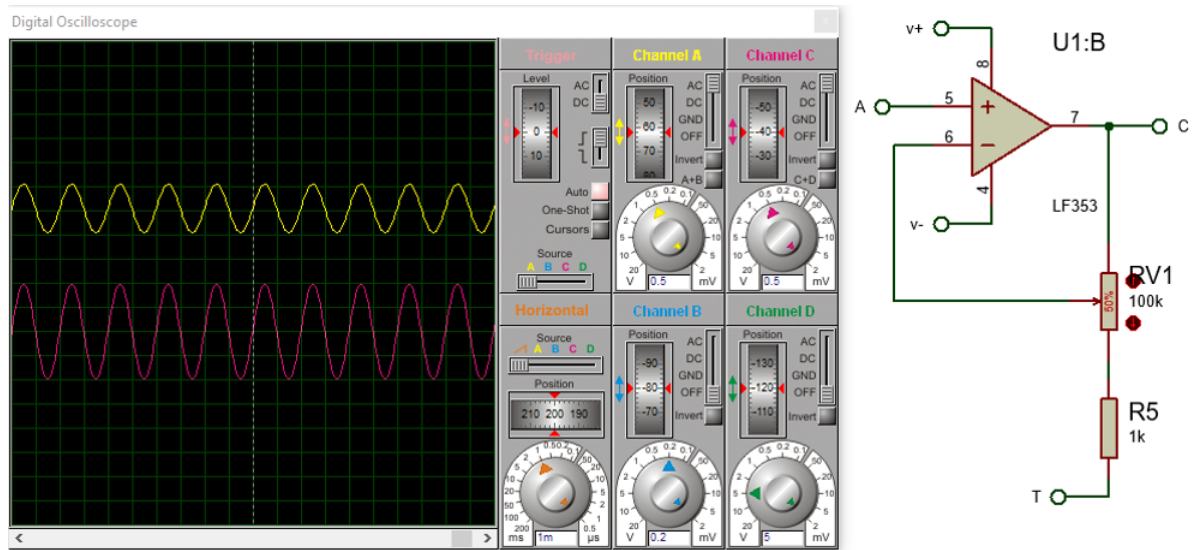


Figura 5.25: Vista de osciloscopio en Proteus, señal generador (amarilla) vs AO de ganancia variable con resistencia al 50 % (morada).

Resistencia variable al 100 %

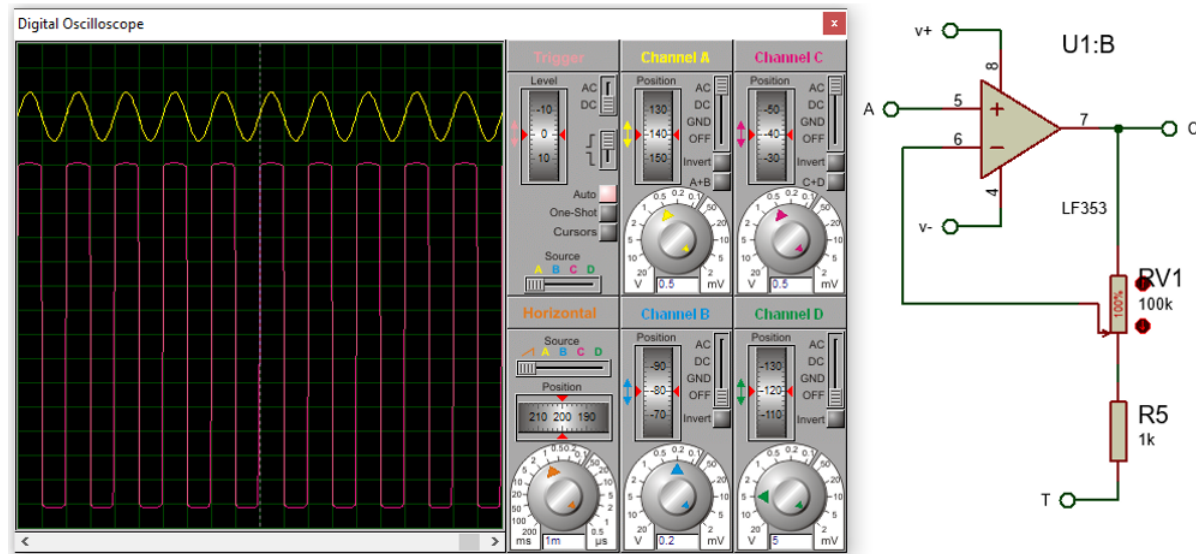


Figura 5.26: Vista de osciloscopio en Proteus, señal generador (amarilla) vs AO de ganancia variable con resistencia al 100 % (morada).

De este modo, el circuito de amplificación/seguimiento impreso de canal cuádruple se muestra a continuación:

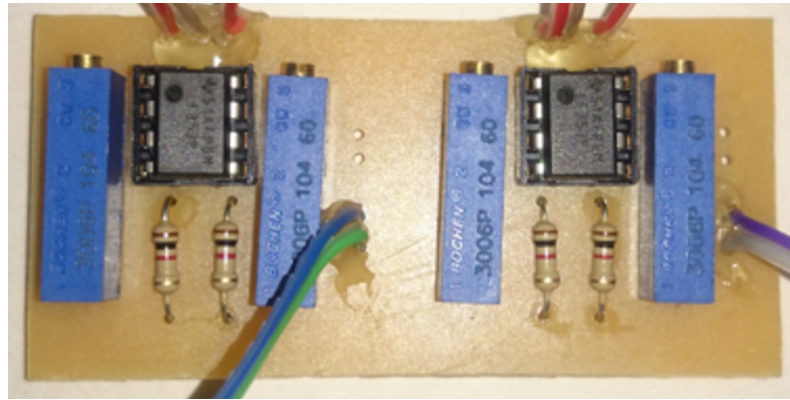


Figura 5.27: Foto del circuito cuádruple de amplificación/seguimiento de señales.

5.4.5. FILTRO NOTCH

Como se mencionó anteriormente, caracterizado por su gran rechazo a frecuencias específicas, es la mejor opción para eliminar las frecuencias generadas por la línea de potencia (frecuencias de 60 Hz), de este modo, se garantiza una señal completamente pura sin distorsiones por la red.

Para el diseño de este filtro, se tomó un condensador con valor comercial (100nF) a partir del cual implementado las ecuaciones 5.11, fuese posible hallar todos los valores de cada uno de los componentes.

$$R = \frac{1}{2\pi C f_0} \quad (5.11)$$

$$R = \frac{1}{2\pi(100nF)(60Hz)} \quad (5.12)$$

$$R = 26525,82\Omega \quad (5.13)$$

Al igual que con los circuitos anteriores, este circuito se realiza para cada uno de los 4 canales de adquisición de señal.

Obteniendo las siguientes respuestas:

Señal a 25Hz

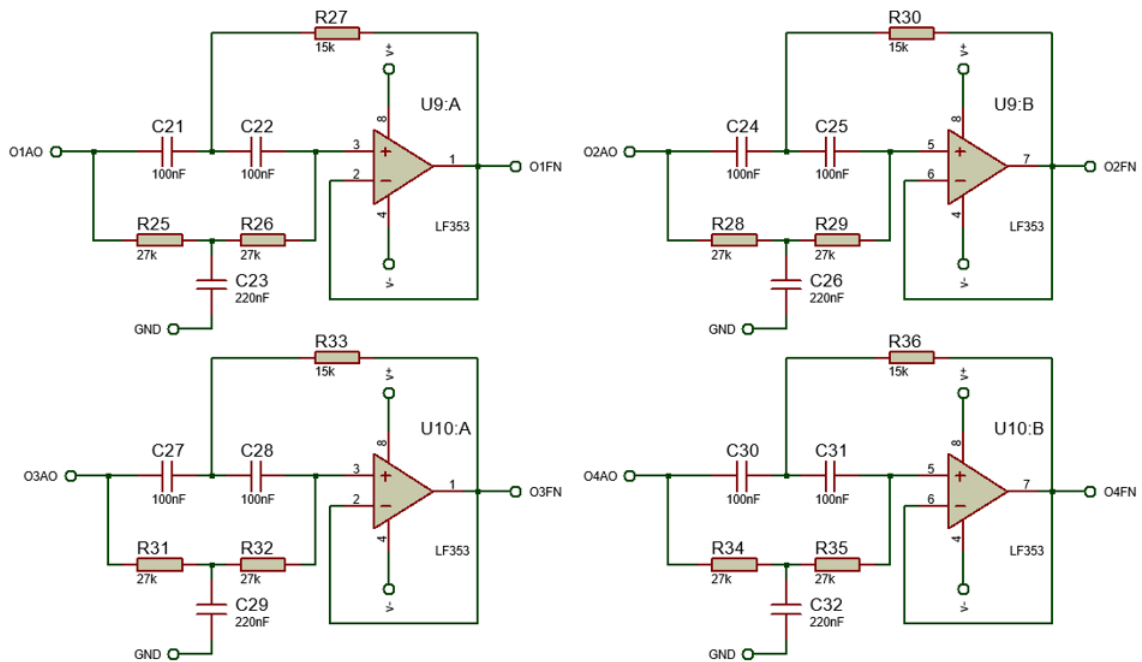


Figura 5.28: Diagrama en Proteus del circuito del filtro Notch para 4 canales.

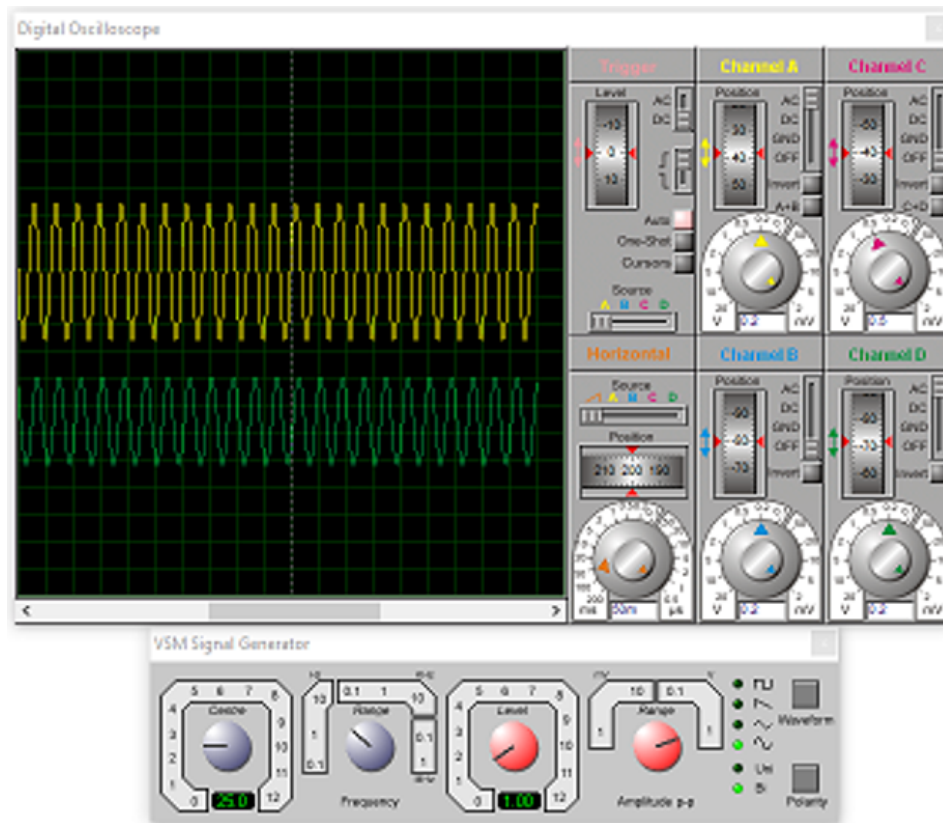


Figura 5.29: Vista de osciloscopio en Proteus, señal generador a 25 Hz (amarilla) vs filtro Notch (verde).

Señal a 60Hz

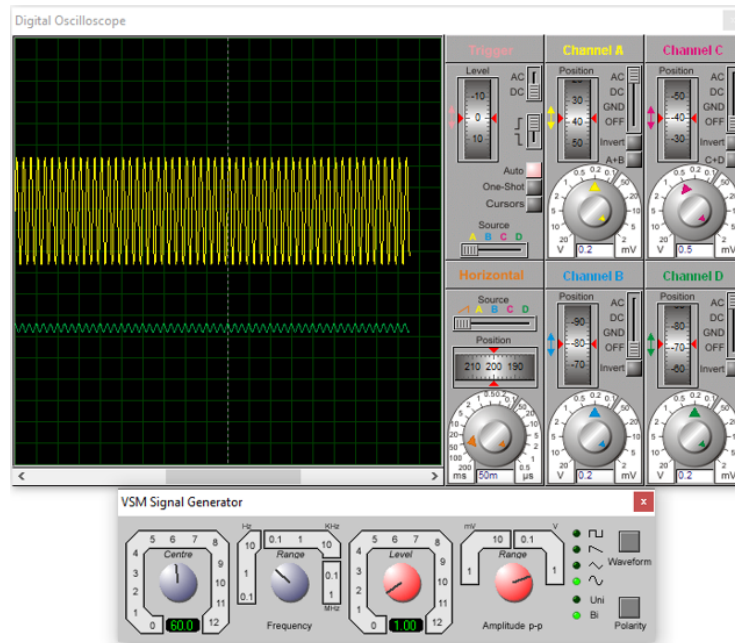


Figura 5.30: Vista de osciloscopio en Proteus, señal generador a 60 Hz (amarilla) vs filtro Notch (verde).

Señal a 100Hz

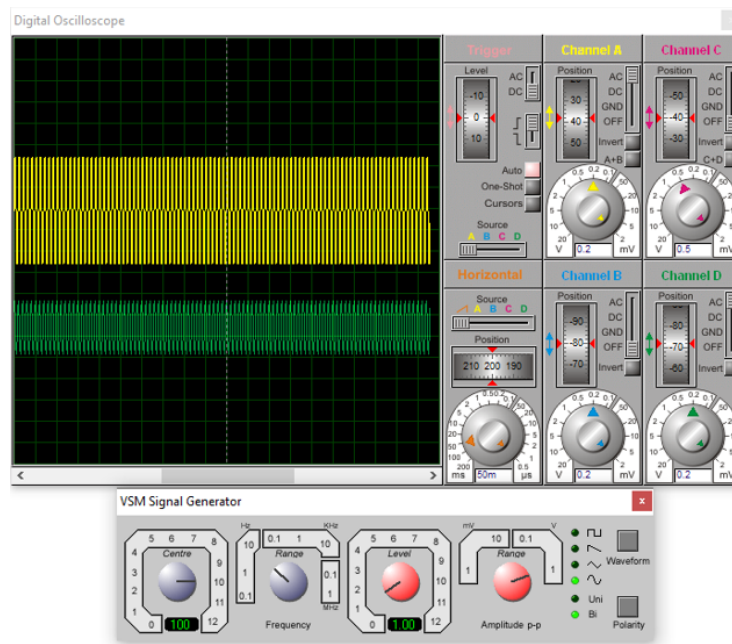


Figura 5.31: Vista de osciloscopio en Proteus, señal generador a 100 Hz (amarilla) vs filtro Notch (verde).

Algunos valores de resistencias y condensadores no son completamente comerciales por lo que se realizó arreglos de serie y paralelo, para obtener estos valores.

De este modo, el circuito de filtrado impreso de canal cuádruple se muestra a continuación:

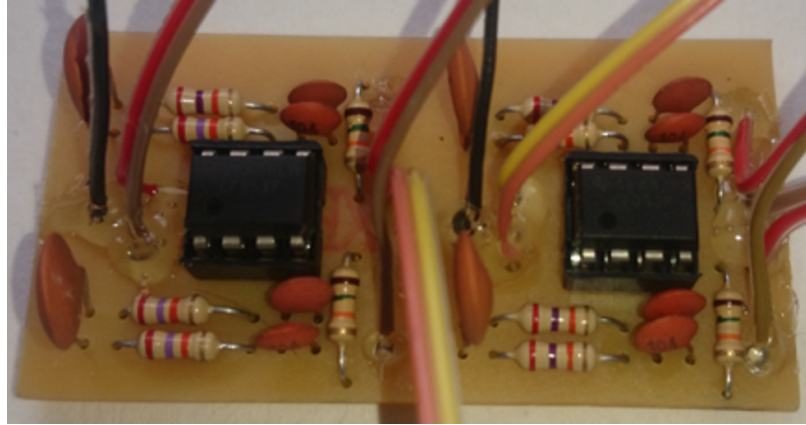


Figura 5.32: Foto del circuito Notch cuádruple de filtrado de señales.

5.4.6. CONVERTOR A/D Y RED NEURONAL

Para realizar el proceso de conversión A/D y redes neuronales, se emplean dos (2), tarjetas Arduino Nano.

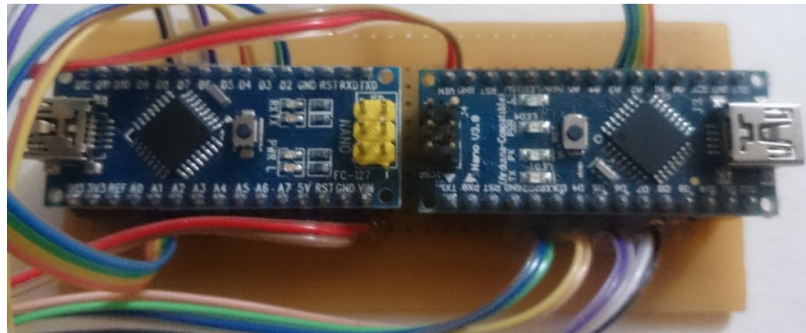


Figura 5.33: Arduinos Nano para conversión A/D y uso de la red neuronal.

Recibiendo la señal a convertir mediante la siguiente distribución de pines:

Tabla 5.4: Distribución de pines de entrada para tarjeta Arduino 1 y 2.

PIN	NOMBRE	SEÑAL DE ENTRADA
19	A0	Amplificador de instrumentación 1
20	A1	Amplificador de instrumentación 21
21	A2	Amplificador de instrumentación 3
22	A3	Amplificador de instrumentación 4

Enviando la señal de control a través de las siguientes distribuciones de pines para los Arduinos 1 y 2:

Tabla 5.5: Distribución de pines de salida para tarjetas Arduino 1 y 2.

PIN	NOMBRE	SEÑAL A1	SEÑAL A2
5	D2	M1a	M5a
6	D3	M1b	M5b
7	D4	M2a	M6a
8	D5	M2b	M6b
9	D6	M3a	M7a y M7a
10	D7	M3b	M7b y M7b
11	D8	M4a	M9a
12	D9	M4b	M9b

5.4.7. ACTUADORES

Fueron empleados 6 micromotorreductores DC (M1-M6) con las siguientes características:

Tabla 5.6: Características de los micromotorreductores (1).

Torque	2 kg/cm
Voltaje	6 v DC
RPM	512
Diámetro del eje	3 mm
Longitud [sin eje]	25.45 mm
Longitud del eje	9 mm
Peso	10.5 g



Figura 5.34: Micromotorreductor de uña corta.

Para la muñeca se utilizaron 2 micromotorreductores DC con las siguientes características:

Tabla 5.7: Características de los micromotorreductores (2).

Torque	2 kg/cm
Voltaje	6 v DC
RPM	60
Diámetro del eje	3 mm
Longitud [sin eje]	25.45 mm
Longitud del eje	65 mm
Peso	10.5 g



Figura 5.35: Micromotorreductor de uña larga.

Distribuidos de la siguiente forma:

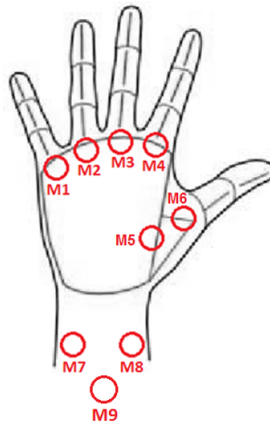


Figura 5.36: Distribución de los micromotorreductores en la mano.

Adicional a esto, se utilizó para el sentido de giro de la mano sobre el eje “Y” (con base al plano coordinado de la Figura 5.37), un motorreductor (M9) DC con las siguientes características:

Tabla 5.8: Características del motorreductor de la muñeca.

Torque	6 kg/cm
Voltaje	12 v DC
RPM	60
Diámetro del eje	4 mm
Longitud [sin eje]	87 mm
Longitud del eje	8 mm
Peso	92 g

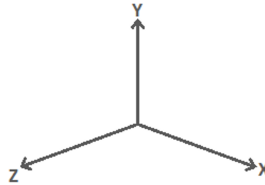


Figura 5.37: Plano de referencia de eje coordenado XYZ.



Figura 5.38: Motorreductor para giro de muñeca.

De este modo, uniendo cada uno de los componentes se del sistema eléctrico se encuentra que el diagrama completo queda de la siguiente forma:

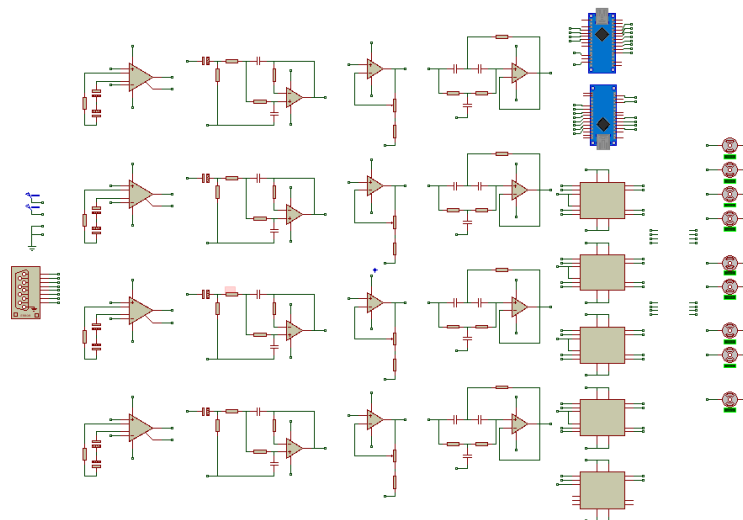


Figura 5.39: Diagrama eléctrico completo.

5.5. IDENTIFICACIÓN DE PATRONES DE MOVIMIENTO

Para realizar la identificación de patrones fue empleado un Arduino Uno como tarjeta de adquisición de datos, en conjunto a una interfaz en LabView. Todo este sistema funcionando como un osciloscopio digital de 4 canales.

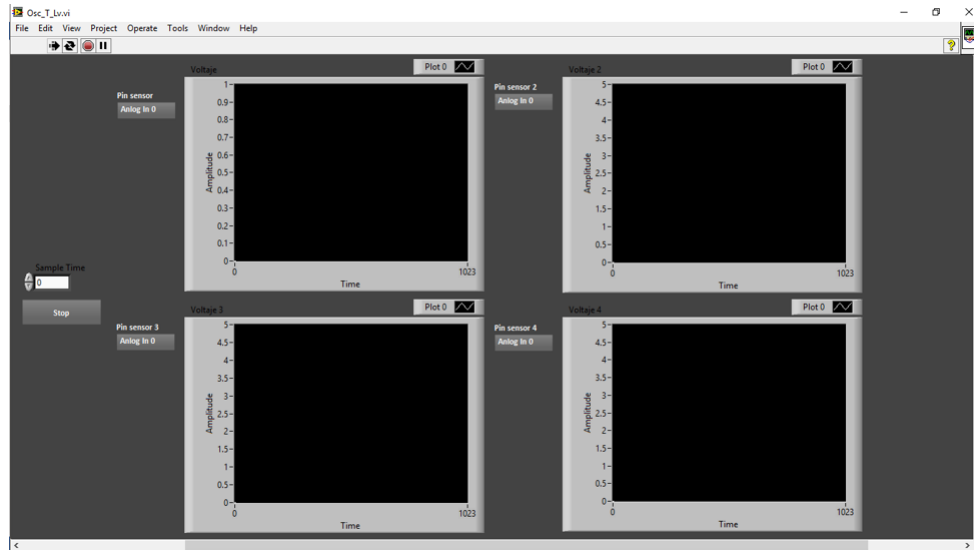


Figura 5.40: Interfaz en LabView del osciloscopio de 4 canales para adquisición de patrones.

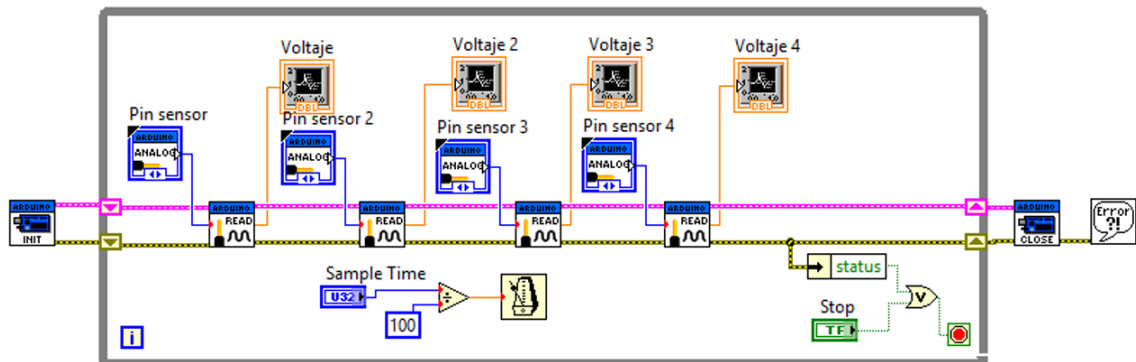


Figura 5.41: Diagrama de bloques de la interfaz en LabView para el osciloscopio de 4 canales.

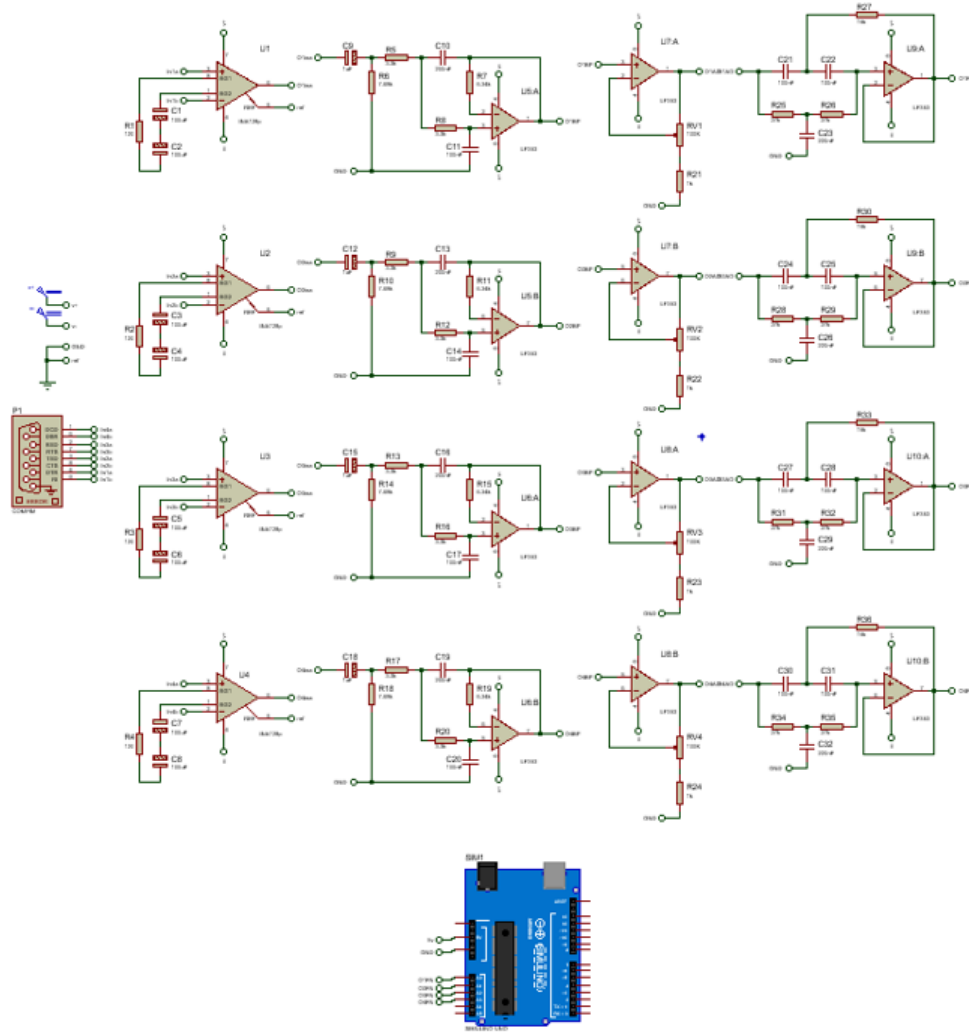


Figura 5.42: Diagrama electrónico en Proteus para el osciloscopio de 4 canales con Arduino Uno.

Se realizó la identificación de patrones para 6 movimientos diferentes (mano: cierre y apertura; muñeca: giro a izquierda, giro a derecha, flexión y extensión), cada uno de los movimientos con 4 señales, con el fin de mejorar la precisión del mismo.

En la Figura 5.43 se evidencian las señales de cierre de la mano ver N2 de la Tabla 5.1, junto con la ubicación/distribución de los mismos (ver Figura 5.44) en el antebrazo según la distribución de hilos, como se ve en la Figura 5.11.

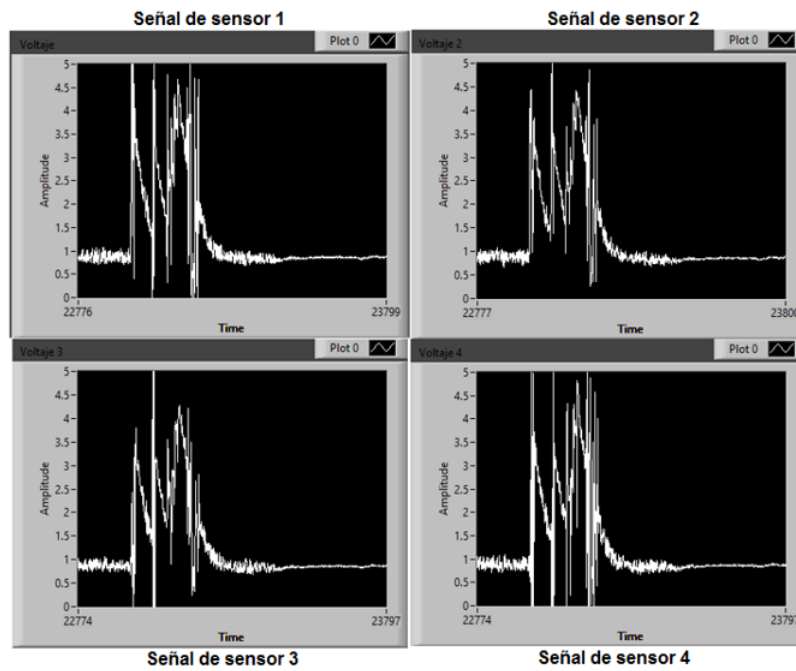


Figura 5.43: Señales de cierre de la mano visualizadas en el osciloscopio de 4 canales de LabView.



Figura 5.44: Distribución de sensores en el antebrazo para cada señal.

5.6. DISEÑO DE RED NEURONAL

INTERFAZ PROGRAMA DE ENTRENAMIENTO DE LA ANN

Se desarrollo en Visual Studio un programa el cual fuese capaz de realizar el correcto entrenamiento de la red neuronal artificial. Ver interfáz en la Figura 5.45.

Este programa consta de 4 secciones:

- *LOAD*: se encarga de cargar los puntos coordenados “x,y” de la gráfica del patrón de movimiento extraído del programa de adquisición (ver sección 4.5).
- *GRAPH*: realiza el mapeo y muestra la gráfica del patrón de movimiento. De esta forma, facilita la verificación del correcto patrón.
- *TRAIN*: ejecuta el entrenamiento de la red neuronal, según los datos adquiridos a través de la opción “LOAD”.
- *EXPORT*: entrega los pesos obtenidos al final del entrenamiento de la red neuronal, los cuales serán importados al programa de “feedforward” implementado en los Arduinos.

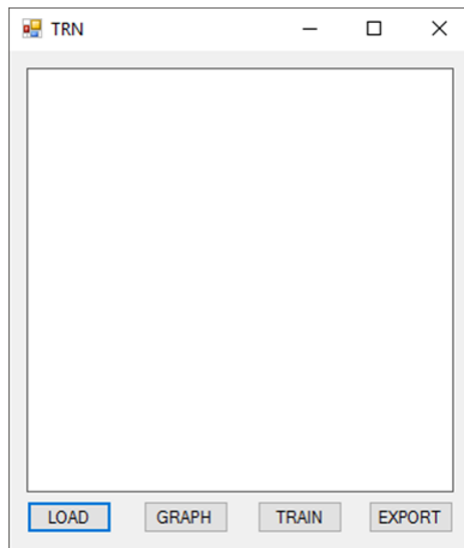


Figura 5.45: Interfáz del programa de entrenamiento.

El programa entrenador hace uso de una red de 4 capas (1 capa de entrada de 2000 inputs, 1 capa oculta de 100 neuronas, 1 capa oculta de 50 neuronas y 1 capa de 3 outputs).

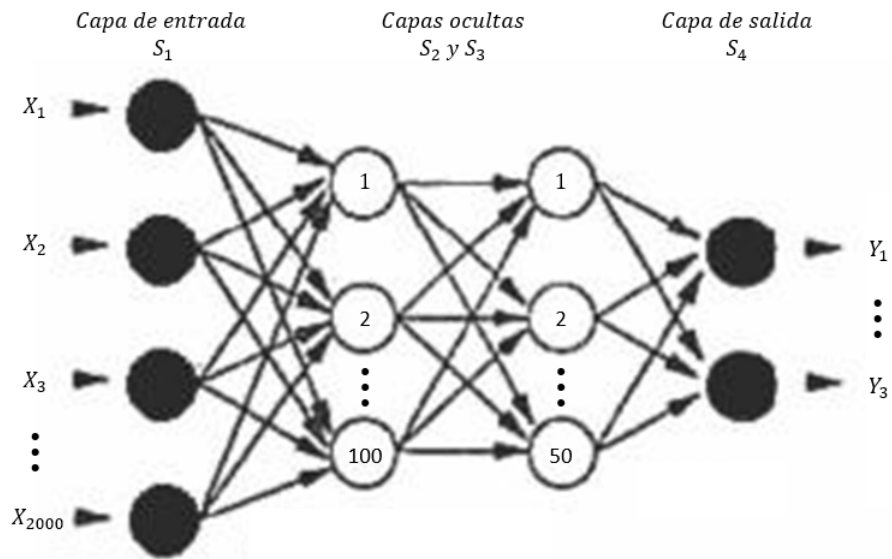


Figura 5.46: Esquema de red neuronal.

Las 4 señales son ordenadas en un arreglo bidimensional de 4x500 como se muestra en la Figura 5.47.

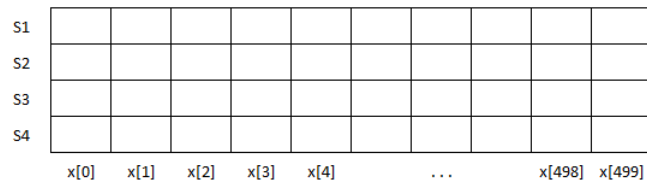


Figura 5.47: Arreglo bidimensional de 4x500 para el conjunto de señales.

Sin embargo, estas señales son re ordenadas en un arreglo unidimensional de 1x2000 para ser leídas de una forma más facil tanto para el programa de entrenamiento como para el programa de ejecución Figura 5.48.

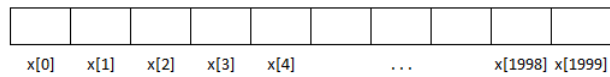


Figura 5.48: Arreglo unidimensional de 1x2000 para las inputs de los programas.

Cada una de las inputs proporciona un vector de 500 muestras en 500ms ver Figuras 5.49y 5.50, de este modo generando una frecuencia de muestreo de 1kHz para así lograr un efecto antialiasing.

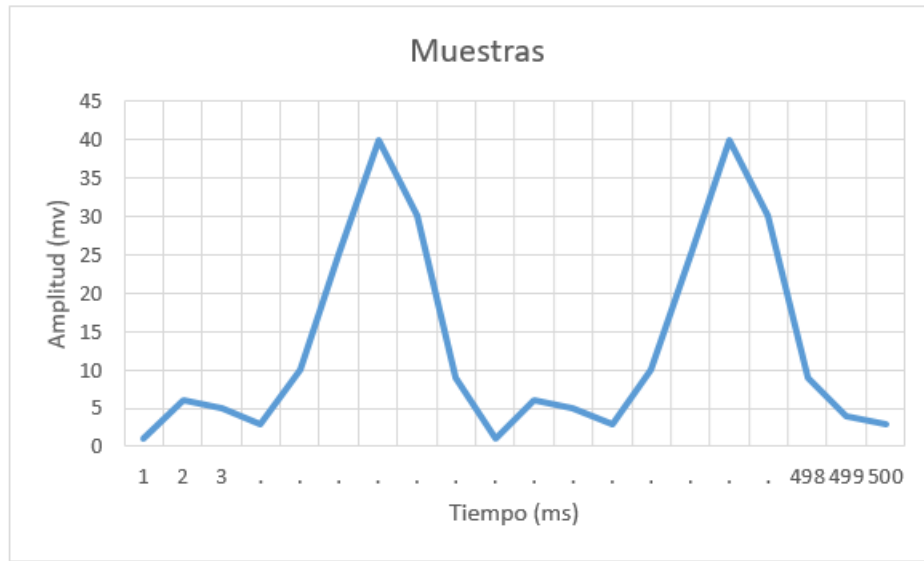


Figura 5.49: Ejemplo señal de 500 muestras.

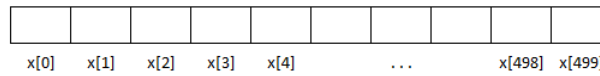


Figura 5.50: Ejemplo vector de 500 posiciones.

Se empleo una función de activación *sigmoideal* gracias al tipo de señales que maneja y a las señales requeridas para garantizar el proceso correcto durante el entrenamiento junto a un sistema de *back propagation*.

De esta forma, se realizó un ajuste para que las salidas deseadas según las Tablas 5.1, 5.2 y 5.3 fuesen en orden las siguientes:

- 000
- 001
- 010
- 011
- 100
- 101
- 111

SOFTWARE DE CONTROL ARDUINOS

Este sigue el mismo modelo del programa de entrenamiento. Sin embargo, se aplica un modelo *feed-forward* simplificando el proceso tal y como se muestra en la Figura 5.51.

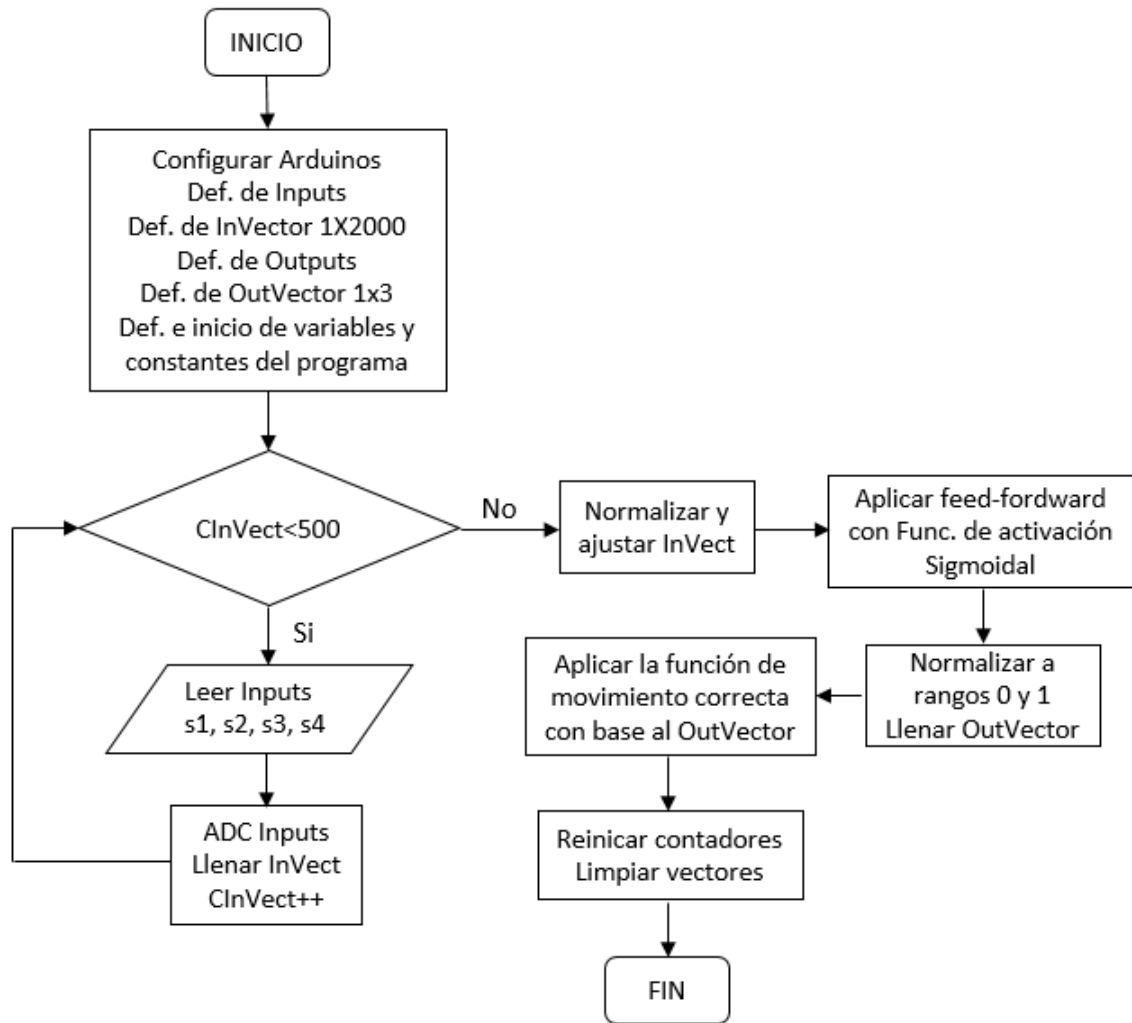


Figura 5.51: Diagrama de Flujo para Arduino 1 y 2.

Con 7 posibles combinaciones, cada una para llamar la función encargada de cada uno de los movimientos/posiciones propuestas en la sección 4.1 ver Tablas 5.1, 5.2 y 5.3.

Capítulo 6

RESULTADOS Y PRUEBAS

Introducción

Con el objetivo de garantizar los parámetros de diseño mecánicos se realizan piezas pruebas, las cuales son sometidas a cargas de compresión, tracción, flexión, cizallamiento y torsión.

Cada una de estas pruebas realizadas ayudan a lograr la mejora del diseño.

En adición, se muestran los resultados de precisión obtenidos sobre el entrenamiento de la red neuronal.

Pruebas Mecánicas

Pruebas sobre diseño 2

Para el segundo diseño se realizan pruebas principalmente en la palma y en los dedos, encontrando que:

1. La unión entre los dedos y la palma es bastante propensa a la ruptura como se aprecia en la Figura 6.1.

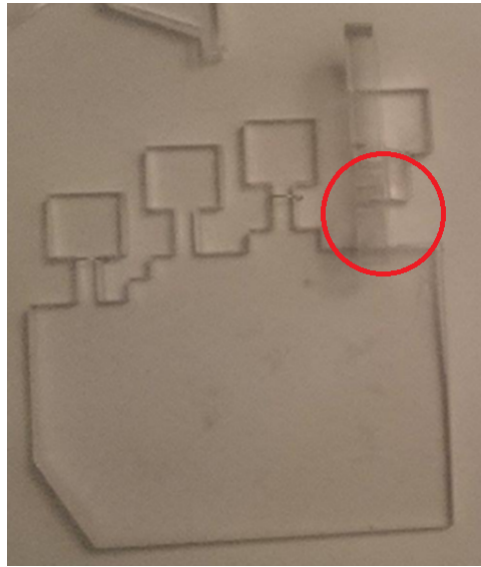


Figura 6.1: Piezas prueba mano diseño 2.

2. Los puntos para la unión de las piezas de los dedos requieren una mayor superficie de contacto.



Figura 6.2: Piezas prueba dedo diseño 2.

Pruebas sobre diseño 3

Para el tercer diseño se realizan pruebas principalmente en la palma, dedos y soporte de la muñeca encontrando que:

1. La unión entre los dedos y la palma aunque ahora es más ancha, por su grosor continúa siendo propensa a la ruptura como se aprecia en la Figura 6.3.

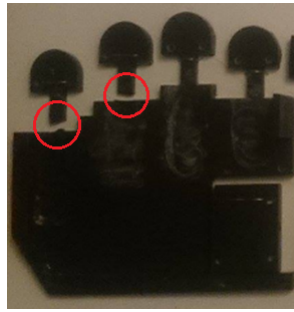


Figura 6.3: Piezas prueba mano diseño 3.

2. La parte media de las piezas de la base de los dedos son propensas a la ruptura.

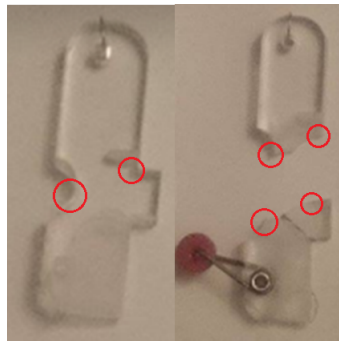


Figura 6.4: Piezas prueba base dedos diseño 3.

3. Los bordes señalados de la pieza de soporte para la muñeca son altamente propensas al quibre por torsión.

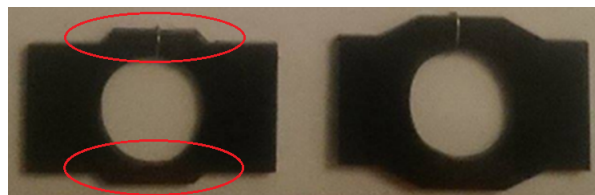


Figura 6.5: Piezas prueba soporte muñeca diseño 3.

Pruebas sobre diseño final

Para el diseño final se realizan pruebas principalmente en la base de los dedos encontrando que:

1. El extremo inferior de las piezas de la base de los dedos son propensas a la ruptura.

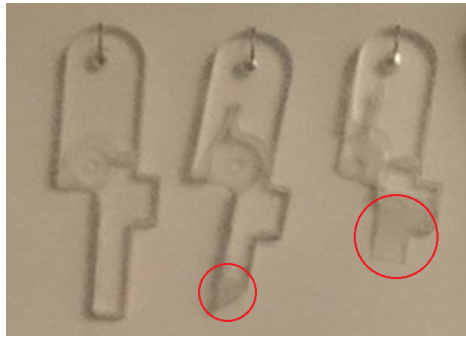


Figura 6.6: Pieza prueba base dedos diseño final.

2. La sección por la cual cruza el eje principal de la base del pulgar es propensa a la ruptura debido al grosor de la pieza.

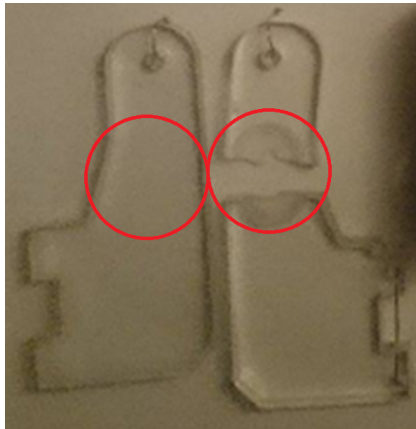


Figura 6.7: Pieza prueba base dedo pulgar diseño final.

Pruebas RNA

Para cada uno de los movimientos se realizó una verificación sobre 10 pruebas obteniendo los resultados de precisión detallados por la siguiente gráfica:

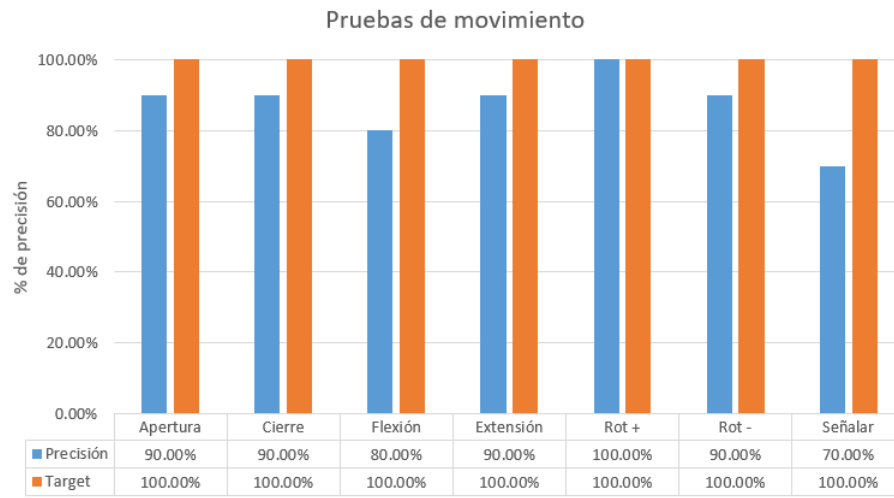


Figura 6.8: Resultados de precisión sobre cada uno de los movimientos.

Siendo el movimiento Señalar el más complejo, evidenciando que el sistema confundía este movimiento con otros como Apertura y Flexión.

Capítulo 7

CONCLUSIONES

A lo largo del presente trabajo de investigación y desarrollo sobre prótesis artificiales de bajo costo a través de técnicas electromiográficas se han encontrado las siguientes consideraciones:

- Se diseña e implementa un sistema (prótesis transcubital) el cual llega a emular correctamente los principales movimientos de muñeca y mano, esto teniendo en cuenta principalmente un modelo antropomórfico tal y como se detalla en los capítulos 3 y 4 del presente documento.
- Se logra desarrollar un sistema electrónico (capítulo 4, secciones 4.4 y 4.5) completamente capaz de captar y procesar las señales bio-eléctricas electromiográficas de tipo superficial (EMGS) obtenidas.
- Gracias a la obtención de señales EMGS limpias (capítulo 4, sección 4.4), se logró alta facilidad en la identificación e implementación de patrones de movimientos (capítulo 4, sección 4.5) los cuales fueron claves al momento de diseñar la red neuronal artificial (capítulo 4, sección 4.6) y así, posteriormente implementarla garantizando el correcto funcionamiento del proyecto.
- Se evidencia que técnicas de corte y unión de múltiples piezas, llegan a complicar el la construcción y uso del sistema, por lo cual se aconseja, para futuras versiones utilizar piezas completas ya sea a mediante impresión en 3D o procesos de termo formado.
- El acrílico como material de trabajo es bastante versátil, sin embargo, aunque poco, puede llegar a aportar un peso considerable, es debido a esto, que es necesario realizar el cambio del material principal de la estructura conservando la implementación de polímeros, gracias a su costo, duración, resistencia y bajo rechazo de cuerpo al mismo.
- En términos de potencia, es necesario realizar un ajuste al diseño, implementando una fuente de alimentación extra a los motores para garantizar su completo movimiento sin que lleguen a afectar o a comprometer el sistema.

- Aunque el sensor implementado para el sistema permite adquirir las señales necesarias, se sugiere mejorar la calidad del mismo, para de este modo, lograr entregar señales más aún claras al sistema garantizando minimizar el % de error de las mismas.
- Las señales seleccionadas para la implementación del sistema, son suficientes para la correcta ejecución del mismo. No obstante, entre mayor sea la cantidad de muestras y de señales, aumenta la precisión del sistema de redes neuronales para la ejecución de los movimientos.
- Es recomendable mejorar el procesador ya que entre mayor sea la cantidad de bits y velocidad de procesamientos, las señales serán captadas y procesadas mejor, logrando un movimiento más fluido.
- Se sugiere para el próximo diseño una mejora en la estructura en malla para de este modo implementar el principio de Faraday a través de una jaula, la cual permita aislar al máximo las perturbaciones de ruido externo.
- Como posibilidad de trabajos futuros, es viable la implementación de un sistema de re-alimentación sensorial, el cual le permita al usuario acercarse lo más posible a emular sensaciones como: presión, temperatura, entre otros y así, acercar el proyecto cada vez más, como la mejor solución ingenieril ante este tipo de situaciones.

Bibliografía

- [1] EL TIEMPO, (2006). Si hay salida para los amputados. [online] Disponible en: <http://www.eltiempo.com/archivo/documento/MAM-199234>.
- [2] PERSONA CON AMPUTACION, Guía de Rehabilitación. (2013). 1st ed. [ebook] Pereira. Disponible en: <http://academia.utp.edu.co/programas-de-salud-3/files/2014/02/GUIA-AMPUTADOS.pdf>
- [3] Rompglobal.org, (2015). Range of Motion Project. [online] Disponible en: <http://www.rompglobal.org/espanol/prosthetics101.php>.
- [4] García, J. (2010). mascorriente: Amputados y Fisioterapia. [online] Disponible en: <http://mascorriente.blogspot.com/2010/03/amputados-y-fisioterapia.html>.
- [5] Revista.unam.mx, (2015). art01-1a. [online] Disponible en: <http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01-1a.htm>.
- [6] Asociación nacional de amputados de España. ANDADE. Manual para amputados de miembro inferior. 2008.
- [7] FARRO, Luis, TAPIA, Raquel, BAUTISTA, Luz et al. Características clínicas y demográficas del paciente amputado. Rev Med Hered. [online]. oct./dic. 2012, vol.23, no.4, p.240-243. Disponible en la World Wide Web: ISSN 1018-130X.
- [8] Burger H, Marincek CRT. Return to work after lower limb amputation. Disability and Rehabilitation 200.
- [9] Peizhong P, Dphil E. Perceived need for workplace accommodation and labor-force participation in Canadian adult.
- [10] M.A. Jorge Humberto Ruiz Zavala, Dr. Arturo Ramírez Mayorga, M.C. Marvin Jaime Merino Casas, Dr. Jorge Hernández Wence. Situación laboral, educativa y social de pacientes amputados de 7 a 70 años de edad atendidos en el Instituto Nacional de Rehabilitación del 2000 al 2008. Revista Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación. Rev Mex Med Fis Rehab 2012;24(2):40-44.
- [11] Fisher K, Hanspal RS. Return to work after lower limb amputation. International Journal of Rehabilitation Research 2003.

- [12] A. C. D. and D. B. Peña, "Diseño y construcción de un electromiógrafo digital de cuatro canales," 3er Congreso de Bioingeniería e Ingeniería Biomédica, 2008.
- [13] R. E. G. Carvajal and F. V. Alvarez, Prototipo Mecatrónico para rehabilitación de miembro superior. Universidad Militar Nueva Granada, 2004.
- [14] Arce G., D. (2005). [online] Prótesis de Miembros Superiores. Disponible en : <http://www.arcesw.com/pms1.htm>.
- [15] Siavichay C., L. and Ávila., I. (n.d.). Bio mecánica, prótesis robóticas. [online] monografias.com. Disponible en: <http://www.monografias.com/trabajos97/biomecanica-protesis/biomecanica-protesis.shtml>.
- [16] elergonomista.com. (n.d.). Prótesis para amputados de miembro superior. [online] Disponible en: <http://www.elergonomista.com/fisioterapia/pf31.html>.
- [17] Tema 11 - Reguladores de tensión. (2001). 1st ed. [ebook] Disponible en: http://www.ing.uc.edu.ve/~ajmillan/Docencia/Material/RegLin_01.pdf
- [18] Turmero, P. (n.d.). El amplificador operacional (OPAMP). Filtros activos (Presentación PowerPoint) Leer más: <http://www.monografias.com/trabajos102/amplificador-operacional-opamp-filtros-activos/amplificador-operacional-opamp-filtros-activos.shtml#ixzz4a2OMWwQi>. [online] monografias.com. Disponible en: <http://www.monografias.com/trabajos102/amplificador-operacional-opamp-filtros-activos/amplificador-operacional-opamp-filtros-activos.shtml>.
- [19] Guajardo, T. (2015). Filtros Permite que cierta porción del espectro en frecuencia presente en la entrada pase a su salida. Donde la función de transferencia esta por: $T(s)$ - ppt descargar. [online] Slideplayer.es. Disponible en: <http://slideplayer.es/slide/1477881/>.
- [20] Electrónica Unicrom. (n.d.). Filtro RC Pasa banda - Electrónica Unicrom. [online] Disponible en: <http://unicrom.com/filtro-rc-pasa-banda/>.
- [21] 4.2 Filtro eliminación de banda. (n.d.). [ebook] Disponible en: http://www.uco.es/grupos/giie/cirweb/teoria/tema_12/tema_12_07.pdf.
- [22] Meza, R. (n.d.). Filtrado Rechaza Banda (Filtro NOTCH. [online] Academia.edu. Disponible en: https://www.academia.edu/7419971/Filtrado_Rechaza_Banda_Filtro_NOTCH.
- [23] FILTROS ACTIVOS. (n.d.). [ebook] Viña del Mar. Disponible en: <http://www.elo.jmc.ut fsm.cl/sriquelme/apuntes/filtros/filtros%20activos.pdf>.
- [24] González, C. (2007). ANATOMÍA DE LA MANO. [online] Elportaldelasalud.com. Disponible en: <http://www.elportaldelasalud.com/anatomia-de-la-mano/>.
- [25] Linero Cueto, G. and Guerra Toro, C. (n.d.). Antebrazo. [online] Aprendeenlinea.udea.edu.co. Disponible en: <http://aprendeenlinea.udea.edu.co/lms/ova/mod/resource/view.php?inpopup=true&id=607>.

- [26] Aprendeonline.udea.edu.co. (n.d.). Músculos del antebrazo. [online] Disponible en: <http://aprendeonline.udea.edu.co/lms/ova/mod/resource/view.php?inpopup=true&id=617>.
- [27] Basogain Olabe, X. (2014). REDES NEURONALES ARTIFICIALES Y SUS APLICACIONES. [ebook] Bilbao. Disponible en: http://www.ciberesquina.una.edu.ve:8080/2014_2/350_E.pdf.
- [28] Fernández, J., Acevedo, R. and Tabernig, C. (2007). INFLUENCIA DE LA FATIGA MUSCULAR EN LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA DE MÚSCULOS ESTIMULADOS ELÉCTRICAMENTE. [online] Scielo.org.co. Disponible en: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1794-12372007000100010.
- [29] TEMA 6 SENSORES Y ELECTRODOS. (n.d.). 2nd ed. [ebook] Disponible en: <http://gama.fime.uanl.mx/~mplatas/temas/tema6.pdf>.
- [30] Cano, A. (n.d.). Electromiografía (EMG) - dalcame. [online] Dalcame.com. Disponible en: http://www.dalcame.com/emg.html#.WDH5G_nhC00.
- [31] Stegeman, D. and Hermens, H. (n.d.). Standards for surface electromyography: the European project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). [ebook] Disponible en: <http://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf>.
- [32] Seniam.org. (2006). SENIAM. [online] Disponible en: <http://www.seniam.org/>.
- [33] EMILIO L., D. (n.d.). EL PULGAR. [ebook] Disponible en: http://www.traumazaragoza.com/traumazaragoza.com/Documentacion_files/Biomeca%CC%81nica%20del%20Pulgar.pdf.
- [34] (2010). EL PULGAR. [online] Disponible en: http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Pulgar_Apunte
- [35] Apostila, «Biomechanical modeling of the human hand».
- [36] V. S. Rafeal Kelly, «Control de movimiento de Robots Manipuladores,» 2003.
- [37] E. E. O. ACOSTA, «Reconstrucción puesta en funcionamiento y mejora de mano robot de cuatro dedos que imite los modelos prensiles humanos,» 2012.
- [38] SÁNCHEZ CALDERÓN, D. (2016). CONSIDERACIONES ANATÓMICAS EN EL DISEÑO DE UNA MANO ARTIFICIAL. Bogotá D.C. Disponible en: <http://repository.unimilitar.edu.co/bitstream/10654/15318/3/S%C3%A1nchezCalder%C3%B3nDanielHumberto2016.pdf>.
- [39] V. P. D. L. H. y. G. A. R. SÁNCHEZ, «Diseño e implementación de mecanismo de prensión para mano robot antropomórfica,» 2012.
- [40] Mindtrans.narod.ru. (2017). The best robotic hands. [online] Disponible en: <http://mindtrans.narod.ru/hands/hands.htm>.

- [41] Oliveros Acosta, E. (2013). Reconstrucción puesta en funcionamiento y mejora de mano robot de cuatro dedos que imite los modelos prensiles humanos.. [online] Hdl.handle.net. Disponible en: <http://hdl.handle.net/10654/11633>.