

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE
MIEMBRO SUPERIOR PARA PERSONAS CON AMPUTACIÓN POR DEBAJO
DE CODO**

**ALBERTH ALEXANDER CALVACHE JARAMILLO
ÁNGEL EDUARDO OVIEDO PINTO
RICARDO BUENO LOZANO**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE
TELECOMUNICACIONES
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
BUCARAMANGA
2017**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE
MIEMBRO SUPERIOR PARA PERSONAS CON AMPUTACIÓN POR DEBAJO
DE CODO**

**ALBERTH ALEXANDER CALVACHE JARAMILLO
ÁNGEL EDUARDO OVIEDO PINTO
RICARDO BUENO LOZANO**

**Trabajo de Grado presentado como requisito para optar al título de:
Ingenieros Electrónicos y Mecánico.**

Directores:

**Daniel Alfonso Sierra Bueno
Ph.D en Ingeniería Biomédica**

**Jorge Enrique Meneses Flórez
MSc en Ingeniería Mecánica**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE
TELECOMUNICACIONES
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
BUCARAMANGA
2017**

DEDICATORIA

A Dios primeramente por permitirme culminar una etapa más, por ser luz en mi camino en momentos difíciles y por brindarme su paz, sabiduría e inteligencia para que mis metas y sueños se cumplan.

A mi hermosa madre quien me brindó todo su amor, ejemplo y disciplina para nunca retroceder y por seguir acompañándome desde el cielo.

A nuestros hermanos, quienes siempre están dispuestos a hacer sacrificios buscando siempre nuestro beneficio.

A nuestros amigos, quienes cada día nos brindan una amistad sincera extendiendo su mano cada vez que lo necesitamos.

A nuestra Institución, Profesores, directores y codirectores quienes nos han brindado sus valiosos conocimientos para poder culminar esta nueva etapa.

A nuestro patrocinador Ing. Alejandro Velandia, nuestros más sinceros agradecimientos por sus aportes económicos y estar siempre en la mejor actitud dando su mayor esfuerzo.

Ricardo

DEDICATORIA

A Dios por darme la vida y la oportunidad de formarme como profesional y ser mi guía y fortaleza en los momentos de flaqueza, a la Santísima Virgen del Rosario de Chiquinquirá por interceder ante el en tantos momentos de alegrías y tristezas.

A mis padres Miguel Ángel y María Isabel por educarme y enseñarme el verdadero valor del sacrificio y del trabajo y ser los artífices de cada uno de mis éxitos.

A mis hermanos Jhon y Carlos por ser el motor de mi vida y mi más grande motivación en busca del éxito.

A toda mi familia especialmente a quienes residen en Bucaramanga por tratar de darme siempre lo mejor y velar por mi bienestar.

A mis amig@s y compañer@s de vida y Universidad especialmente a: Ricardo, Harold, Serjeif, Andrés Fabián y Mónica, por estar a mi lado en los buenos y malos momentos.

A mis compañeros de proyecto por el gran aporte que hicieron al mismo.

A los profesores Daniel Sierra y Jorge Quintero por acompañarnos y guiarnos en cada etapa del proyecto.

Al ingeniero Alejandro Velandia por apoyarnos y creer en nosotros.

A la escuela de diseño Industrial UIS y a Alejandro Ruiz por brindarnos su asesoría para el diseño y construcción del socket de la prótesis. A Laura Sánchez de la escuela de Fisioterapia UIS..

A la Universidad Industrial de Santander y en especial a la E3T por brindarme una formación académica y profesional integra.

Ángel Oviedo

DEDICATORIA

A Dios por no separarse de mi camino y siempre guiarme por el mejor camino.
A mi madre quien es el pilar más grande que tengo en mi vida, es a ella a quien le debo todo lo que soy.

A mi padre que siempre me enseñó el valor del trabajo y a ser cumplido con las responsabilidades adquiridas.

A mis hermanos quienes siempre me han mostrado lo fuerte que es el amor que une a la familia.

A toda mi familia quienes siempre han estado ahí en los momentos de felicidad y tristeza.

A mis compañeros de proyecto por el gran aporte que hicieron al mismo.
A nuestros directores y diferentes profesores que de una u otra forma nos guiaron en el desarrollo de este trabajo de grado.

Al ingeniero Alejandro Velandia por creer en nosotros.
A la escuela de diseño Industrial UIS por brindarnos su asesoría para el diseño y construcción del socket de la prótesis.

A la Universidad Industrial de Santander y en especial a la escuela de ingeniería mecánica por brindarme una formación ética y profesional integra.

Alberth Calvache

AGRADECIMIENTOS

Primeramente a Dios por ser nuestro principal motor e inspiración en cada sueño que emprendemos.

A nuestros padres por su compromiso y ayuda incondicional en cada instante que lo requerimos.

A nuestros hermanos y amigos que con alegría cada día compartieron de lo mejor de ellos para hacer de la vida un mejor camino.

A nuestros profesores, especialmente directores y codirectores quienes nos aportaron sus conocimientos, consejos y experiencias para poder finalizar con éxito este proyecto.

Al Ing. Alejandro Velandia quien nos brindó su apoyo y conocimiento para ejecutar el proyecto de manera eficaz.

A Alejandro Ruiz por su apoyo incondicional para la elaboración del socket de la prótesis.

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	20
1. DECLARACIÓN DEL PROBLEMA	21
1.1. IDENTIFICACIÓN DE LA PROBLEMÁTICA.....	21
1.2. JUSTIFICACIÓN PARA RESOLVER EL PROBLEMA	21
1.3. OBJETIVOS.....	22
1.3.1. Objetivo General.	22
1.3.2. Objetivos Específicos.....	22
1.4. PLANTEAMIENTO DE ALTERNATIVAS	23
1.4.1. Alternativas según el material.	23
1.4.2. Alternativas según el número de dedos.	26
1.4.3. Según el planteamiento para la adquisición de la señal mioeléctrica.	28
1.4.4. Planteamiento de alternativas para el controlador a usar en el diseño electrónico de la prótesis.	30
1.4.5. Alternativas seleccionadas.....	33
2. MARCO GENERAL DEL PROYECTO	35
2.1 MANO PROTÉSICA	38
2.1.1. Prototipo mano protésica.	39
2.1.2. Actuadores del mecanismo.....	40
2.1.3. Sistema motor.....	40
2.1.4. Finales de carrera.	41
2.2. INTERFAZ MANO-SOCKET	41
2.2.1. Sistema de acopio mano-socket.....	41
2.2.2. Convertidor de señales EMG a pulsos.....	43
2.2.3. Microcontrolador.	44
2.2.4. Tarjeta de los puente H.....	45
2.2.5. Sensor de corriente.....	47
2.2.6. Sistema de baterías.	48
2.3. SISTEMA DE ACOPIO MUÑÓN-PRÓTESIS (SOCKET)	49
2.3.1. Sensores mioeléctricos.....	49
3. DISEÑO HARDWARE MANO PROTÉSICA	51
3.1. DINÁMICA DE LA MANO HUMANA	51
3.2. ENFOQUE DE DISEÑO.....	52
3.3. PARAMETRIZACIÓN DE LAS MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS PARA LA PRÓTESIS	53
3.4. INVESTIGACIÓN DE MERCADO Y PRÓTESIS ACTUALES	54
3.5. MECANISMO DE LA PRÓTESIS	57
3.6. ANÁLISIS CAE	67
3.7. IMPRESIÓN 3D	78
4. SISTEMA DE CONVERSIÓN DE SEÑALES MIOELÉCTRICAS A PULSOS....	80
4.1. PRE-AMPLIFICACIÓN.....	80

4.2. FILTRO PASA BANDAS	81
4.3. FILTRO NOTCH Y AMPLIFICADOR INVERSOR.....	85
4.4. RECTIFICADOR DE PRECISI3N DE ONDA COMPLETA.....	88
4.5. INTEGRADOR	90
4.6. FILTRO PASA ALTAS Y AMPLIFICADOR INVERSOR	92
4.7. DETECTOR DE UMBRAL	94
4.8. MONOESTABLE CON 555.....	97
5. DISEÑO Y MANUFACTURA DEL SOCKET.....	99
5.1. SISTEMA DE ACOPIO MUÑO3N-PR3TESIS (SOCKET)	99
6. PRUEBAS Y RESULTADOS	109
6.1. Montaje en Protoboard.	109
6.2. MONTAJE EN TARJETA PCB. CONVERTIDOR DE PULSOS A EMG	112
6.3. MONTAJE DEL PUENTE H PCB	115
6.4. CONEXI3N DE ARDUINO	115
6.5. PROGRAMACI3N DEL MICROCONTROLADOR	117
6.6. PRUEBAS CON EL PROTOTIPO FINAL	118
6.6.1. Agarre digital ejecutado por la pr3tesis.....	118
6.6.2. Peso de la pr3tesis.	119
6.6.3. Medici3n de la fuerza de agarre ejecutada por la pr3tesis.....	120
6.6.4. Prueba de consumo de la pr3tesis.....	122
6.7. COSTOS.....	124
7. CONCLUSIONES	125
8. RECOMENDACIONES.....	126
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	127
BIBLIOGRAFÍA	129
ANEXOS.....	132

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Prótesis conformada por materiales metálicos.	23
Figura 2. Prótesis compuesta de polímeros.	24
Figura 3. Prótesis i-limb ultra.	26
Figura 4. Prótesis i-limb ultra.	27
Figura 5. Prótesis tipo pinza digital.	28
Figura 6. Prótesis robótica controlada por la mente.	29
Figura 7. Prótesis mioeléctrica (Dogter,2011).	30
Figura 8. Kit de desarrollo, HW-SPARTAN3AN-SK-UNI-G, FPGA.	31
Figura 9. Arduino UNO con microcontrolador en formato DIP.	32
Figura 10. Tarjeta Tiva C Series TM4C123G.	33
Figura 11. Marco general 1 del desarrollo plasmado en este trabajo de grado.	36
Figura 12. Marco general 2 del desarrollo plasmado en este trabajo de grado.	37
Figura 13. Primer elemento protésico – Mano.	38
Figura 14. Mano protésica prototipo desarrollado.	38
Figura 15. Mano protésica.	39
Figura 16. Micro-motor, $i=298:1$	40
Figura 17. Modelo CAD del sistema de poleas.	40
Figura 18. Final de carrera dispuesto en la prótesis.	41
Figura 19. Ensamble general de la prótesis.	41
Figura 20. Segundo elemento protésico.	42
Figura 21. Interfaz mano-socket.	42
Figura 22. Diagrama de Bloques del Sistema de Biocontrol de la Prótesis Mioeléctrica de Miembro Superior.	43
Figura 23. Diagrama de Bloques de las etapas del convertidor de Señales EMG a Pulsos de 5V.	44
Figura 24. Diagrama de bloques del microcontrolador ATmega 328.	45
Figura 25. Diagrama funcional del L293D.	46
Figura 26. Sensor de corriente de efecto Hall.	47
Figura 27. Baterías utilizadas para alimentar todo la instrumentación y sistema electrónico de la prótesis.	48
Figura 28. Socket y electrodos dispuestos.	49
Figura 29. Electrodo de barra.	50
Figura 30. Electrodo superficial de disco.	50
Figura 31. Fenómeno de cuerda de arco.	51
Figura 32. Músculos y tendones flexores de los dedos.	52
Figura 33. Vertimiento de yeso dentro de la cavidad del molde.	54
Figura 34. Modelo obtenido del proceso con yeso y alginato.	54
Figura 35. Prótesis mioeléctrica con transmisión de potencia por engranajes.	55
Figura 36. Prótesis mioeléctrica con transmisión por pistones.	55
Figura 37. Prótesis mioeléctrica con transmisión de potencia por hilos.	56

Figura 38. Tendones, flexores y extensores en los dedos.....	58
Figura 39. Dedo índice y del medio, primer planteamiento de diseño.	59
Figura 40. Flexión de los dedos índice y del medio.	59
Figura 41. Extensión de los dedos índice y del medio.	60
Figura 42. Dedo pulgar, primer planteamiento de diseño.	60
Figura 43. Segundo prototipo de la prótesis, falange neoproximal.	61
Figura 44. Primer planteamiento para la palma de la prótesis en desarrollo.	61
Figura 45. Segundo planteamiento para la palma de la prótesis.	62
Figura 46. Zona escalonada para aditamento del dedo pulgar.	62
Figura 47. Simplificación del modelo funcional.	64
Figura 48. Sistema de poleas.	64
Figura 49. Restricción de empotratura en el agujero del eje.	67
Figura 50. Fuerza normal a la superficie donde descansa el nudo.	68
Figura 51. Poleas conducidas de los dedos índice y corazón.	68
Figura 52. Poleas conductoras de los dedos índice y corazón.	68
Figura 53. Eje par para la unión de la falange próxima y medial del dedo pulgar.	69
Figura 54. Diseño final de la palma para la prótesis.	70
Figura 55. Diseño final de la palma para la prótesis.	70
Figura 56. Palma bastidor de la prótesis.	71
Figura 57. Rediseño del dedo pulgar.	72
Figura 58. Análisis estático por elementos finitos de la falange medial del dedo pulgar.	72
Figura 59. Análisis estático por elementos finitos de la falange distal del dedo pulgar.	73
Figura 60. Diagrama de cuerpo libre del dedo índice.	74
Figura 61. Análisis de fuerzas sobre la falange distal del dedo índice.	74
Figura 62. Diagrama de cuerpo libre de la falange medial del dedo índice.	76
Figura 63. Análisis estático por elementos finitos de la falange medial del dedo índice.	77
Figura 64. Diseño final planteado de prótesis mioeléctrica de miembro superior.	78
Figura 65. Esquemático de la etapa de Pre-amplificación.	80
Figura 66. Esquema de conexión del INA128/139.	80
Figura 67. Esquemático del filtro pasa bandas.	83
Figura 68. Resultados simulación Filtro Pasa Bandas, escala lineal.	84
Figura 69. Resultados de Simulación Filtro Pasa Bandas (en dB).	85
Figura 70. Filtro KRC Rechaza Banda Notch.	86
Figura 71. Esquemático para la simulación del Filtro Notch.	87
Figura 72. Resultado de Simulación del Filtro Notch.	87
Figura 73. Comportamiento del rectificador de precisión durante las entradas positivas.	88
Figura 74. Comportamiento del rectificador de precisión durante las entradas negativas.	89
Figura 75. Esquemático para la simulación del Rectificador de Precisión de Onda Completa.	89

Figura 76. Resultado de la simulación del rectificador de precisión de onda completa.	90
Figura 77. Simulación Circuito Integrador.	91
Figura 78. Resultado de la simulación del Circuito Integrador.	92
Figura 79. Esquemático para simulación del filtro pasa altas.	93
Figura 80. Resultado de la simulación del filtro pasa altas con $f_c=0.3$ [Hz].	94
Figura 81. Esquema de detector de Umbral con LM311.	95
Figura 82. Esquemático para simulación del detector de umbral.	96
Figura 83. Resultado de simulación del detector de umbral.	96
Figura 84. Esquemático del circuito monoestable.	97
Figura 85. Esquemático para simulación del circuito monoestable.	98
Figura 86. Resultado de simulación del circuito monoestable.	98
Figura 87. Proceso de escáner 3D, con escáner GoScan Creafom.	100
Figura 88. Proceso de escáner 3D, con escáner Sense scan.	100
Figura 89. Muñón de paciente de Ottobock seccional Bucaramanga.	101
Figura 90. Proceso de construcción del molde en yeso en Otto bock.	102
Figura 91. Proceso de plastificado de socket.	103
Figura 92. Marcación de puntos importantes para la manufactura del socket.	104
Figura 93. Molde del muñón, con vendas de yeso.	104
Figura 94. Demarcación de puntos importantes sobre las paredes internas del molde.	105
Figura 95. Vertiendo yeso en el negativo.	105
Figura 96. Molde y Termoformado del socket interno.	106
Figura 97. Conformado del molde del socket externo.	106
Figura 98. Calentamiento de la lámina de polipropileno.	107
Figura 99. Termoformado por vacío del polipropileno, para el socket externo.	107
Figura 100. Despiece de los sockets de la prótesis.	107
Figura 101. Conjunto completo de partes de la prótesis.	108
Figura 102. Prótesis ensamblada.	108
Figura 103. Montaje en protoboard. Convertidor de la señal EMG a pulsos.	109
Figura 104. CH1 Pre-Amplificación. CH2 Filtro Pasa Bandas.	110
Figura 105. CH1 Filtro Pasa Bandas. CH2 Filtro Notch y Amplificador Inversor.	110
Figura 106. CH1 Filtro Notch y Amplificador Inversor. CH2 Rectificador de precisión de onda completa.	110
Figura 107. CH1 Rectificador de precisión de Onda completa. CH2 Integrador.	111
Figura 108. CH1 Integrador. CH2 Filtro pasa altas y amplificador inversor.	111
Figura 109. CH1 Filtro pasa altas y amplificador inversor. CH2 Detector de Umbral.	111
Figura 110. CH1 Detector de Umbral. CH2 Monoestable.	112
Figura 111. Montaje en tarjeta PCB. Convertidor de la señal EMG a pulsos.	112
Figura 112. CH1 Pre-Amplificación. CH2 Filtro Pasa Bandas (con tarjeta PCB).	113
Figura 113. CH1 Filtro Pasa Bandas. CH2 Filtro Notch y Amplificador Inversor (con tarjeta PCB).	113

Figura 114. CH1 Filtro Notch y Amplificador Inversor. CH2 Rectificador de precisión de Onda Completa (con tarjeta PCB)	113
Figura 115. CH1 Rectificador de precisión de Onda Completa. CH2 Integrador (con tarjeta PCB)	113
Figura 116. CH1 Integrador. CH2 Filtro pasa altas y amplificador inversor (con tarjeta PCB)	114
Figura 117. CH1 Filtro pasa altas y amplificador inversor CH2 Detector de Umbral (con tarjeta PCB)	114
Figura 118. CH1 Detector de Umbral. CH2 Monoestable (con tarjeta PCB).....	114
Figura 119. CH1 Pre Amplificador. CH2 Monoestable (con tarjeta PCB)	115
Figura 120. Puente H en tarjeta PCB.....	115
Figura 121. Esquema de conexión Arduino	116
Figura 122. Diagrama del algoritmo general de control de la prótesis	117
Figura 123. Mano protésica, agarres.	119
Figura 124. Medición de fuerza de agarre máxima ejecutada por el prototipo. ...	121
Figura 125. Prueba de durabilidad de las baterías Tensión vs Hora	122
Figura 126. Corriente en estado de reposo del prototipo	123
Figura 127. Corriente en el momento de máximo esfuerzo de la prótesis	123

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Estudio de limitaciones permanentes en Colombia.	21
Tabla 2 Máximas condiciones de operación de los reguladores superficiales de 5V.	46
Tabla 3. Sentido de giro de un motor DC de acuerdo a la lógica de entrada del L293D.	47
Tabla 4. Valores máximos de operación del L293D.	47
Tabla 5. Características internas del sensor de corriente.	48
Tabla 6. Tabla comparativa de evaluación de cada tipo de prótesis mioeléctrica.	56
Tabla 7. Características de varios tipos de transmisores.	63
Tabla 8. Características del micromotor.	65
Tabla 9. Propiedades mecánicas de la poliamida PA66 (Nylon).	66
Tabla 10. Características mecánicas del material ABS, como material de impresión 3D.	66
Tabla 11. Porcentaje de peso corporal correspondiente a partes específicas del cuerpo.	120
Tabla 12. Costo total aproximado de materiales de la prótesis.	124

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
Anexo A. ESQUEMÁTICO DEL CONVERTOR EMG A PULSOS COMPLETO. .	132
Anexo B. ESQUEMÁTICO TARJETA DE PUENTE H.	133
Anexo C. PLANO FALANGE DISTAL DE LOS DEDOS	134
Anexo D. PLANO FALANGE MEDIAL DE LOS DEDOS	135
Anexo E. PLANO FALANGE PROXIMAL DE LOS DEDOS	136
Anexo F. PLANO FALANGE NEO PROXIMAL DE LOS DEDOS.....	137
Anexo G. PLANO FALANGE NEO PROXIMAL DE LOS DEDOS	138
Anexo H. PLANO PALMA, PARTE INFERIOR	139
Anexo I. PLANO PALMA, PARTE INFERIOR.....	140
Anexo J. PLANO PALMA, PARTE INFERIOR.....	141
Anexo K. PLANO FALANGE MEDIAL DEL PULGAR.....	142
Anexo L. PLANO FALANGE PROXIMAL DEL PULGAR.....	143
Anexo M. PLANO PRIMERA TAPA DE LA PALMA.....	144
Anexo N. PLANO SOPORTE PROXIMAL DEL DEDO PULGAR	145
Anexo O. PLANO SEGUNDA TAPA DE LA PALMA	146
Anexo P. PLANO DISPOSITIVO DE ACOPIO.....	147
Anexo Q. PLANO POLEAS PARA LOS MICRO-MOTORES	148
Anexo R. CÓDIGO IMPLEMENTADO EN EL MICROCONTROLADOR	149

RESUMEN

TÍTULO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR PARA PERSONAS CON AMPUTACIÓN POR DEBAJO DE CODO*

AUTORES: ALBERTH ALEXANDER CALVACHE JARAMILLO
ÁNGEL EDUARDO OVIEDO PINTO
RICARDO BUENO LOZANO**

PALABRAS CLAVE: Mioeléctrica, Electromiografía, prótesis.

DESCRIPCIÓN:

En este proyecto de grado se describe el diseño y la construcción de una prótesis mioeléctrica de miembro superior para personas con amputación transradial.

En la actualidad las prótesis mioeléctricas son el miembro artificial con mayor grado de rehabilitación. Sin embargo tienen un alto costo, dificultando su adquisición a gran parte de la población que presenta ésta necesidad; en aras de aportar al desarrollo tecnológico, se llevó a cabo la construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica de bajo costo, empleando procesos de manufactura convencionales e implementando tecnologías nuevas como impresión 3D. El prototipo se desarrolló para personas con amputación transradial (amputación entre el codo y la muñeca), y le brinda al paciente la habilidad de ejecutar agarres prensiles tipo pinza digital, con tres dedos; la prótesis homologa la dinámica de la mano humana alcanzando motricidad fina en las falanges distales del segundo y tercer dedo (dedos índice y corazón respectivamente), fundamental para un agarre envolvente y seguro, motricidad inexistente en la mayor parte de las prótesis de este tipo; diseños originales de cada componente: como la implementación de una cuarta falange neoproximal en la estructura funcional de la mano protésica, la utilización de un solo canal de electromiografía, el uso de micro-motores e hilos en la cadena cinética funcional del prototipo, el control de fuerza de agarre por medio del sensado en tiempo real de la corriente consumida por la prótesis así como la implementación de la plataforma electrónica de código abierto Arduino, se convierten en elementos diferenciadores que resaltan el proceso de innovación llevado a cabo en el desarrollo de este proyecto, cabe resaltar que este proyecto enmarca la importancia del trabajo e investigación simbiótica entre pacientes y desarrolladores, enfocando los esfuerzos a la búsqueda de desarrollos innovadores cada vez mejores.

* Trabajo de grado.

** Facultad de Ingeniería Físico-Mecánica. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director Jorge Enrique Meneses Florez, MS.c. Facultad de Ingeniería Físico-Mecánica. Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones. Director Daniel Alfonso Sierra Bueno PhD.

ABSTRACT

TITLE: DESIGN AND CONSTRUCTION OF A MYOELECTRIC UPPER LIMB PROSTHESIS FOR AMPUTEES BELOW ELBOW*

AUTHORS: ALBERTH ALEXANDER CALVACHE JARAMILLO
ÁNGEL EDUARDO OVIEDO PINTO
RICARDO BUENO LOZANO**

KEY WORDS: Myoelectric, Electromyography, prosthesis.

DESCRIPTION:

This degree project describes the design and construction of an upper limb myoelectric prosthesis for people with transradial amputation.

At present myoelectric prostheses are the artificial limb with the highest degree of rehabilitation. However, they have a high cost, which makes difficult its acquisition to large part of the population that presents this need, in order to contribute to the technological development, the construction of a prototype myoelectric prosthesis of low cost was carried out, using conventional manufacturing processes and implementing new technologies such as 3D printing. The prototype was developed for people with transradial amputation (amputation between the elbow and the wrist), and gives the patient the ability to execute digital type prehensile grips with three fingers, The prosthesis is analogous to the dynamics of the human hand reaching fine motor in the distal phalanges of the second and third finger (index and heart fingers respectively), what is fundamental for a secure and wraparound grip, and it is lacking in most prostheses of this type, original designs of each component: such as the implementation of a fourth neoproximal phalanx in the functional structure of the prosthetic hand, the use of a single electromyography channel, the use of micro-motors and wires in the functional kinetic chain of the prototype, grip force control through real-time sensing of the current consumed by the prosthesis as well as the implementation of the Arduino open-source electronic platform, become differentiating elements that highlight the process of innovation carried out in the development of this project, it is worth noting that this project frames the importance of symbiotic work and research between patients and developers, focusing efforts on the search for ever better innovative developments.

*Degree work.

**Faculty of Physical-Mechanical Engineering. School of Mechanical Engineering. Director Jorge Enrique Meneses Florez, MS.c. Faculty of Physical-Mechanical Engineering. School of Electrical, Electronic and Telecommunications Engineering. Director Daniel Alfonso Sierra Bueno PhD

INTRODUCCIÓN

Según el censo nacional realizado por el DANE en el año 2005, el 14.77% de la población colombiana, cerca de 381.000 personas, padecen limitaciones permanentes en sus miembros superiores (brazos y manos) [1]; esta problemática implica el uso de órtesis¹ y prótesis para suplir parcialmente la funcionalidad del miembro afectado. En Colombia los requerimientos tipo prótesis no están incluidos en el Plan Obligatorio de Salud (POS), por lo que muchas de estas personas deben acudir a instancias legales para poder acceder a este tipo de dispositivos.

Al día de hoy las prótesis mioeléctricas constituyen el miembro artificial con más alto grado de rehabilitación. En la actualidad éste tipo de prótesis tienen un alto costo, dificultando su adquisición a gran parte la población que presenta ésta necesidad; por ésta razón se decidió desarrollar un prototipo de prótesis mioeléctrica funcional y de bajo costo, para personas que presentan una amputación transradial²; ofreciéndole a su portador la habilidad de ejecutar agarres prensiles³, tipo pinza digital⁴ con tres dedos.

Las prótesis mioeléctricas basan su funcionamiento en biocontrol, el cual plantea sensar señales mioeléctricas o electromiográficas (EMG), las cuales se producen al contraer un músculo [2]. Las señales EMG son sensadas por medio de electrodos para posteriormente ser amplificadas y procesadas por un hardware y software, conmutando así los actuadores de la prótesis como requiera el paciente.

¹ Órtesis : *Ottobock*. [En línea] Disponible en: <http://www.ottobock.com.co/orthotics/what-are-orthoses-and-supports/>

² Amputación transradial: Amputación realizada entre el codo y la muñeca.

³ Agarre prensiles : *Teocupa.com* [En línea] Disponible en: <http://www.teocupa.com/mano-pinza-y-agarre/>

⁴ Pinza digital: *Psicomotricidad Infantil*. [En línea] Disponible en: <http://psicomotricidadeducacioninfantil.blogspot.com.co/2010/04/pinza-digital-y-coordinacion-oculo.html>

1. DECLARACIÓN DEL PROBLEMA

1.1. IDENTIFICACIÓN DE LA PROBLEMÁTICA

En el año 2005 se realizó un estudio estadístico de la discapacidad presentada por la población en Colombia, el cual fue realizado por el DANE, (Tabla 1).

Tabla 1. Estudio de limitaciones permanentes en Colombia.

Limitaciones permanentes	GENERAL 2005		
	Limitaciones	% Personas con Lim	Prevalencia
Moverse o caminar	758.009	29,32%	1,84%
Usar sus brazos y manos	381.724	14,77%	0,93%
Oír, aún con aparatos especiales	446.179	17,26%	1,08%
Hablar	336.909	13,03%	0,82%
Ver, a pesar de usar lentes o gafas	1.121.129	43,37%	2,72%
Entender o aprender	312.472	12,09%	0,76%
Relacionarse con los demás por problemas mentales o emocionales	254.920	9,86%	0,62%
Bañarse, vestirse, alimentarse por sí mismo?	245.190	9,48%	0,60%
Otra limitación permanente?	486.594	18,82%	1,18%
Total deficiencias	4.343.126		
Total Personas con alguna dificultad permanente	2.585.224	1,68	
Total población nacional	41.174.853		6,30%
Fuente: DANE.			

Fuente: DANE, 2005

La información suministrada por el estudio, resalta la discapacidad en miembros superiores, como la cuarta afección más común en la población colombiana, enmarcando un 14,77% de la misma.

1.2. JUSTIFICACIÓN PARA RESOLVER EL PROBLEMA

Uno de los elementos diferenciadores en la rama evolutiva del ser humano es la mano, la cual cuenta con dos funciones fundamentales: presión y tacto, que le permiten ejercer movimientos y llevar a cabo acciones de manipulación de objetos [3]; es claro que al prescindir de una extremidad de estas características, el afectado verá deteriorada su calidad de vida indiscutiblemente.

Por tanto, el objetivo de este proyecto es mejorar la capacidad individual por la pérdida de un miembro superior, y en consecuencia mejorar la calidad de vida del afectado mediante el diseño y construcción de una prótesis de mano mioeléctrica, para personas con amputación por debajo del codo.

1.3. OBJETIVOS

1.3.1. Objetivo General. Contribuir con la misión de la escuelas de ingeniería mecánica e ingeniería electrónica, de la Universidad industrial de Santander, con el propósito de formar ingenieros mecánicos y electrónicos de alta calidad, ética, técnica y científica, en cuanto a la aplicación y divulgación de conocimientos al diseñar y desarrollar una prótesis mioeléctrica de miembro superior.

1.3.2. Objetivos Específicos.

- Diseñar la tarjeta de adquisición y procesamiento de 2 señales mioeléctricas, censadas a través de electrodos superficiales sobre el muñón del paciente, mediante electrodos superficiales. (Encargados Ing. Electrónica)
- Diseñar y construir una prótesis de mano mioeléctrica para personas con amputación por debajo del codo, que cumpla con las siguientes características básicas de diseño: (Encargados Ing. Mecánica)
 - Acoplable al muñón del paciente.
 - Apropiaada similitud respecto a la forma y peso del miembro perdido, alrededor del 2.3% del peso del paciente.
 - Proveer a su portador la capacidad de ejecutar agarres prensiles tipo pinza distal, con 3 dedos, con una fuerza máxima de agarre entre (4.58 – 9.61) kg fuerza.
 - Movimiento de la prótesis gobernado por un control de lazo abierto.
 - Manufacturada mayormente en polímeros y elementos metálicos en sus partes críticas según se necesite.
- Diseño del socket, de tal forma que albergue el sistema de baterías y las tarjetas electrónicas necesarias. (Encargados Ing. Mecánica)
- Diseñar el control mioeléctrico, a través de un microcontrolador, para el movimiento de la prótesis, actuada por micro-motores o servomotores según necesidades de diseño. (Encargados Ing. Electrónica)

- Acoplar la tarjeta de adquisición y procesamiento de las señales mioeléctricas y las baterías con la prótesis diseñada. (Encargados Ing. Mecánica e Ing. Electrónica)

1.4. PLANTEAMIENTO DE ALTERNATIVAS

1.4.1. Alternativas según el material. Como bien se sabe por experiencias en la vida diaria, el material del que se compone un objeto o dispositivo generará un peso proporcional a su composición química. Por esta razón la selección de un material óptimo en este tipo de proyectos es vital, dado el requerimiento del peso como un ente diferenciador.

Alternativa 1: prótesis compuesta por materiales metálicos

Esta alternativa contemplaba el desarrollo del prototipo haciendo uso exclusivo de materiales metálicos, los cuales podían ser desde acero inoxidable hasta aleaciones de aluminio, la ventaja con los últimos era su peso reducido, lo cual le daría a la prótesis una mayor viabilidad en su acople con el paciente (Figura 1; **Error! No se encuentra el origen de la referencia.**).

Figura 1. Prótesis conformada por materiales metálicos.



Fuente.

http://professionals.ottobock.de/cps/rde/xbcr/ob_de_de/img_press_myohand_variplus_speed_300.jpg

Ventajas

- El mecanismo tendría una excelente resistencia frente a los esfuerzos a los que el paciente sometería la prótesis, otorgándole así una prolongada vida útil al dispositivo.

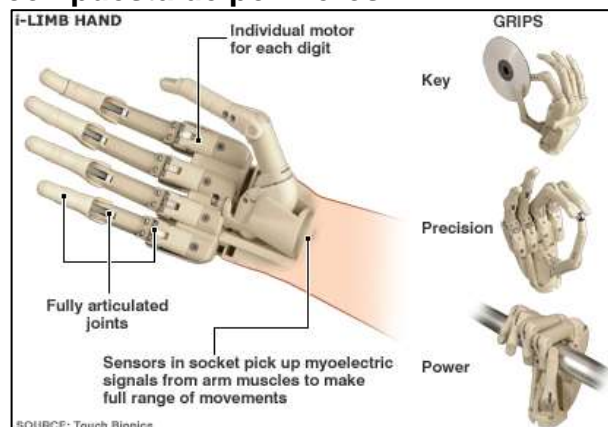
Desventajas

- El control de la prótesis requería un mayor suministro de potencia debido a la inercia del mecanismo, lo cual reflejaría un mayor consumo eléctrico, esto podía repercutir en un aumento considerable del tamaño de la prótesis, dado que se buscaba alojar la fuente de poder en el interior del prototipo.
- El proceso de rehabilitación del paciente podía tornarse dificultoso debido al peso de la prótesis, ya que se recomienda que el peso de un dispositivo análogo a un miembro perdido debe tener el mayor parentesco tanto en peso como en tamaño de la sección amputada.

Alternativa 2: prótesis compuesta exclusivamente de polímeros

Esta alternativa planteaba el desarrollo del prototipo haciendo uso exclusivo de polímeros, los cuales se modelarían con ayuda de impresión 3D; la ventaja de este tipo de modelado es la relativa facilidad en la manufactura de piezas con alto grado de dificultad. (Figura 2).

Figura 2. Prótesis compuesta de polímeros.



Fuente: <https://www.fayerwayer.com/2009/01/brazo-bionico-al-estilo-luke-skywalker/>

Ventajas

- La prótesis sería muy ligera en cuanto a su volumen, esto permitiría un diseño menos robusto comparado con la alternativa anterior en cuanto a la parte de control y fuente de poder; lo cual mejoraría la adaptabilidad del paciente con el dispositivo.
- La selección de polímeros para la manufactura de la prótesis, facilitaría un procedimiento intuitivo de ensayo y error, ejecutando diseños y pruebas del mismo, debido a la facilidad de su manufactura.
- El mantenimiento de las piezas, creación y cambio, se vería favorecido tanto en costo como en rapidez, debido a la tecnología que se emplea.

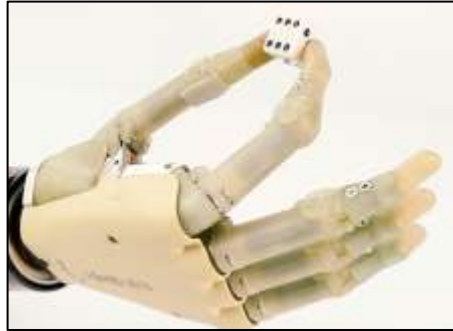
Desventajas

- Dependiendo de la tecnología usada tendrá ciertas limitaciones en cuanto a potencias elevadas.
- La vida útil del mecanismo podría verse afectada, debido a una mayor rapidez en el desgaste de sus piezas en contacto, comparada con la primera alternativa.

Alternativa 3: prótesis diseñada con partes metálicas y partes plásticas

Esta alternativa de prótesis presentaba una fusión de materiales, aprovechando las ventajas que cada material nos proveía, es así como, se podía bajo un exhaustivo diseño aprovechar las cualidades de los materiales en cuanto a su resistencia y bajo peso (Figura 3; **Error! No se encuentra el origen de la referencia.**).

Figura 3. Prótesis i-limb ultra.



Fuente: <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra>

VENTAJAS

- La prótesis respondería satisfactoriamente frente a las cargas a las que se someta, debido a que los puntos críticos de su estructura estarán compuestos de materiales que soporten dichas fuerzas.
- El peso del dispositivo se verá beneficiado, debido a que las piezas que lo componen se diseñarán del material adecuado, buscando siempre optimizar la relación resistencia – peso.
- Esta alternativa provee al mecanismo de una prolongada vida útil, así como una excelente mantenibilidad de la prótesis, debido a que las piezas que presentan un mayor desgaste por fricción, estarán fabricadas de materiales con un grado de dureza mayor, por otro lado, las piezas restantes nos permiten un rápido recambio, debido a la relativa facilidad de manufactura.

DESVENTAJAS

- Requiere un estudio del comportamiento de la prótesis, en cuanto al desgaste de la misma, para determinar las piezas a fabricar en materiales más resistentes y así determinar si en verdad se lograrían mejores resultados combinando materiales.

1.4.2. Alternativas según el número de dedos. La mano humana presenta una innumerable cantidad de usos y aplicaciones en la vida de un ser humano, esto gracias a la forma con la cual ha evolucionado a través del tiempo, llegando a un diseño perfecto, el cual se basa en 4 dedos que se pueden plegar hasta su palma

y un dedo oponible llamado pulgar, sin el cual se perdería hasta un 40% de la capacidad de la mano [4].

Alternativa 1: prótesis de mano con 5 dedos

Esta alternativa presentaba el más alto grado de rehabilitación en el paciente, debido a su semejanza en funcionamiento y apariencia al miembro humano (figura 4)

Figura 4. Prótesis i-limb ultra.



Fuente: <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra>

VENTAJAS

- Excelente control de sujeción de objetos.
- Alto grado de rehabilitación, en cuanto a aplicaciones para la prótesis.

DESVENTAJAS

- El grado de dificultad en el diseño, tanto del mecanismo como en la parte de control y toma de señales, eran mayores debido a su complejidad.
- El costo del dispositivo, así como el tiempo en el diseño y desarrollo tomaban valores considerablemente altos.

Alternativa 2: prótesis de mano tipo pinza de 3 dedos

Esta alternativa planteaba el desarrollo de una prótesis de tres dedos, tomando los 6 agarres prensiles de la mano humana como una prioridad vital en el funcionamiento de esta extremidad (figura 5)

Figura 5. Prótesis tipo pinza digital.



Fuente: <http://www.medicaexpo.es/prod/ottobock/product-74842-460670.html>

VENTAJAS

- Presentaba relativa facilidad en su diseño, tanto en su parte de control como en su parte estructural.
- A pesar de solo contar con 3 dedos, podía suplir a cabalidad con los 6 tipos de agarres prensiles que presentan las manos humanas.

DESVENTAJAS

- Presenta una menor seguridad en el agarre de objetos de gran tamaño.

1.4.3. Según el planteamiento para la adquisición de la señal mioeléctrica. Se debió tener en cuenta que estas señales son generadas por el intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares, el número de iones y por consiguiente el nivel de energía que se libera en la contracción de un musculo, depende del nivel de desarrollo que tenga el musculo en cuestión y por consiguiente, este valor varia de un paciente a otro; es por ello que se valoró al paciente [5], dado que en algunos casos se necesitan tratamientos más especializados.

Alternativa 1: Adquisición de las señales mioeléctricas cerebrales

El control del dispositivo por medio del pensamiento sería la mejor alternativa, pero su alto nivel de dificultad requiere un grado mayor de conocimientos, en cuanto a su estudio y posterior planteamiento para la aplicación en una prótesis (Figura 6) [6].

Figura 6. Prótesis robótica controlada por la mente.



Fuente: <http://www.24horas.cl/tendencias/ciencia/la-increible-protesis-robotica-que-es-capaz-de-ser-controlada-con-la-mente-1532216>

VENTAJAS

- Su funcionamiento es casi inmediato.

DESVENTAJAS

- La tecnología utilizada es de alta gama, elevando su costo dificultando su adquisición a todo tipo de persona.
- Requería niveles académicos mayores para su pleno planteamiento.

Alternativa 2: Adquisición de la señal mioeléctrica mediante electrodos ubicados en el brazo humano.

En el campo de la bioelectricidad los transductores utilizados toman el nombre de electrodos, quienes hacen una transferencia iónica del tejido vivo del cuerpo hacia un dispositivo electrónico, el cual se encarga de procesarla para posteriormente obtener información útil de la medición.

Figura 7. Prótesis mioeléctrica (Dogter, 2011).



Fuente: http://repositorioacademico.upc.edu.pe/upc/bitstream/10757/322724/2/alarcon_rj-pub-tesis.pdf

VENTAJAS

- Permite un manejo sencillo a la hora de aplicar una fuerza prensora.
- La tecnología a utilizar es de fácil acceso.
- Es de bajo costo, permitiendo ser adquirida por cualquier usuario.

DESVENTAJAS

- Presenta una rehabilitación un poco más lenta, comparada con la alternativa anterior.

1.4.4. Planteamiento de alternativas para el controlador a usar en el diseño electrónico de la prótesis. Un microcontrolador es un circuito integrado programable, en su memoria sólo reside un programa destinado a gobernar una aplicación determinada; sus líneas de entrada/salida soportan la conexión de sensores y actuadores del dispositivo a controlar. Una vez programado y configurado el microcontrolador solamente sirve para gobernar la tarea asignada [7].

Alternativa 1: KIT DE DESARROLLO, HW-SPARTAN3AN-SK-UNI-G, FPGA [8]

Figura 8. Kit de desarrollo, HW-SPARTAN3AN-SK-UNI-G, FPGA.



Fuente: <http://es.rs-online.com/web/p/kits-de-desarrollo-de-logica-programable/6973406/>

Ventajas

- Ideal para conmutaciones de mediana y alta velocidad.
- Manejo de protocolo SPI de comunicaciones.
- Lenguaje de programación de fácil aprendizaje y acceso. El más común es el lenguaje HDL.

Desventajas

- Costo relativamente alto.
- No recomendada para micro controles sencillos debido a la optimización en el manejo de periféricos y recursos en cuanto a Hardware y Software se refiere.
- Tarjeta de gran tamaño que impedía su portabilidad.
- Alimentación de 100 – 240 V que no permitía su manejo en el momento en el que no se disponga de acceso a la red de energía eléctrica.

Alternativa 2: Arduino [9]

Figura 9. Arduino UNO con microcontrolador en formato DIP.



Fuente:

<http://www3.gobiernodecanarias.org/medusa/ecoblog/ralvgon/files/2013/05/Caracter%C3%ADsticas-Arduino.pdf>

Ventajas

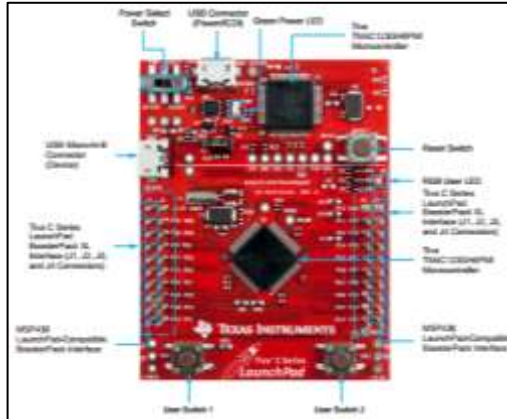
- Bajo costo.
- Programación sencilla.

Desventajas

- Funciona principalmente para procesos de velocidad baja y media, que puede llegar hasta los 10 MHz.

Alternativa 3: Microcontrolador de texas instruments. tiva c series tm4c123g launchpad evaluation board [10]

Figura 10. Tarjeta Tiva C Series TM4C123G.



Fuente: <http://www.ti.com/lit/ug/spmu296/spmu296.pdf>

Ventajas:

- Resolución de las muestras las cuales se codifican en 32 bits.

Desventajas:

- Algunos problemas de adquisición de librerías para la compilación y programación del microcontrolador.
- Manejo de salidas de 3.3V, por lo cual se necesita regular todas las tensiones y variables de control de circuito lo que no es viable debido al poco espacio entre el muñón y la mano impresa.

1.4.5. Alternativas seleccionadas. Después de analizar las alternativas previamente descritas, se seleccionaron las de mayor viabilidad, estas son:

- Según el material, alternativa 3: Prótesis diseñada con partes metálicas y plásticas.
- Según el número de dedos, alternativa 2: Prótesis de mano tipo pinza de 3 dedos.

- Según el planteamiento para la adquisición de la señal mioeléctrica, alternativa 2: Adquisición de la señal mioeléctrica mediante electrodos ubicados en el brazo humano.
- Según el controlador, alternativa 2: Arduino.

2. MARCO GENERAL DEL PROYECTO

El prototipo de prótesis desarrollado sensa señales mioeléctricas presentes en el muñón de una persona con una lesión de amputación transradial, las señales son captadas por electrodos superficiales alojados dentro de un socket, el cual se adhiere a la extremidad lesionada y brinda soporte al hardware electrónico y mecánico de la prótesis. Las señales captadas entran a una PCB⁵ diseñada para filtrar señales mioeléctricas de posibles perturbaciones existentes, para posteriormente ser enviadas a un microcontrolador (tarjeta Arduino UNO), el cual controla el comportamiento de micromotores al interior de una mano protésica diseñada para ejecutar agarres tipo pinza digital con 3 dedos, permitiendo que una persona con amputación transradial pueda controlar la prótesis a voluntad, devolviendo cierta funcionalidad a su extremidad afectada.

En las Figuras 11 **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** y 12 se muestra de forma esquemática los elementos que componen la prótesis desarrollada, el proyecto se fragmenta en 3 subconjuntos generales.

- Un sistema de acopio muñón-prótesis (socket): bastidor de la prótesis capaz de ajustarse al muñón del paciente.
- Una interfaz de acopio mano-socket: dispositivo capacitado para alojar tarjetas electrónicas al mismo tiempo que brinda soporte a las baterías y la mano protésica.
- Mano protésica: prototipo de mano desarrollada para ejecutar acciones prensiles tipo pinza digital de 3 dedos.

⁵ PCB: tarjeta electrónica.

Figura 11. Marco general 1 del desarrollo plasmado en este trabajo de grado.

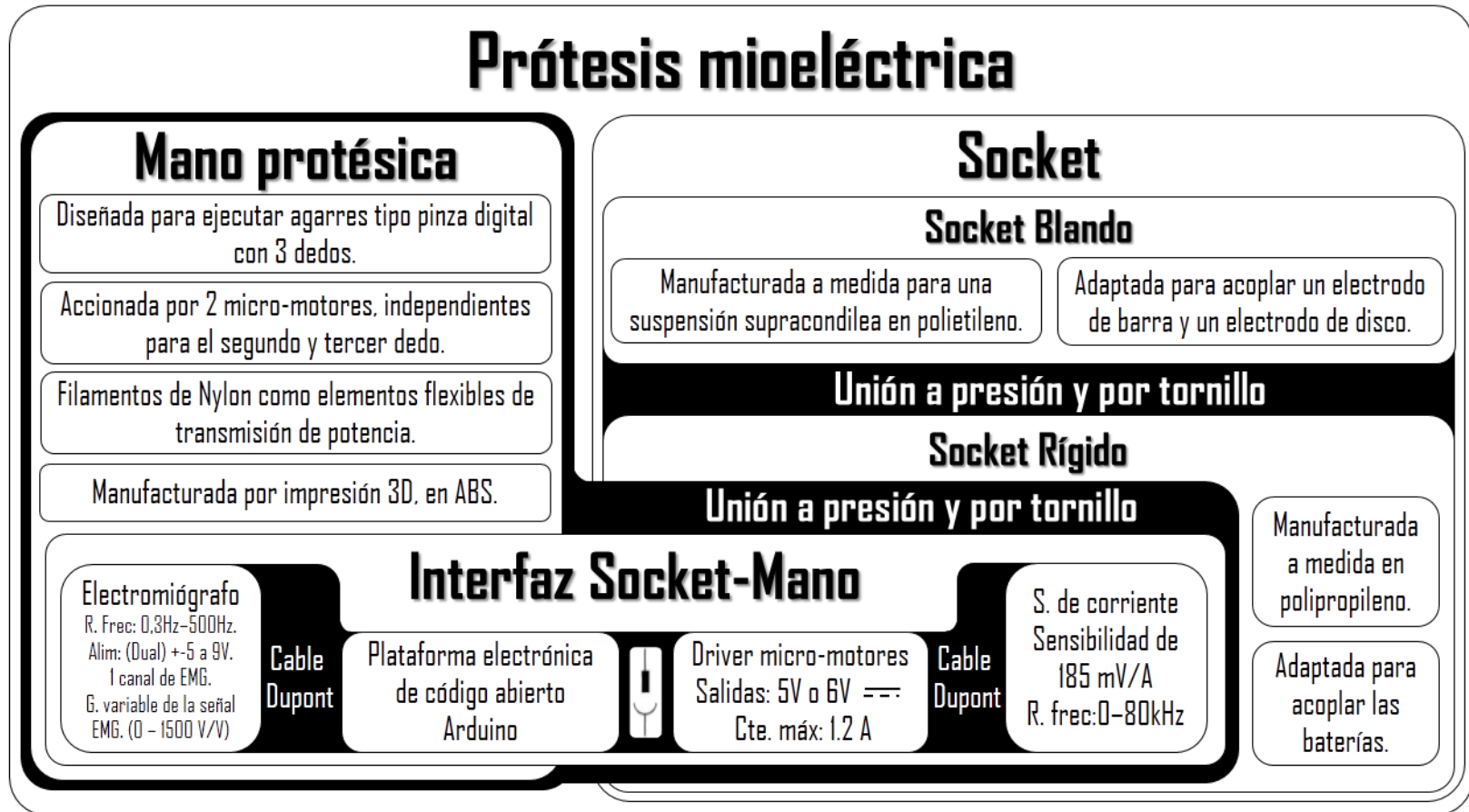
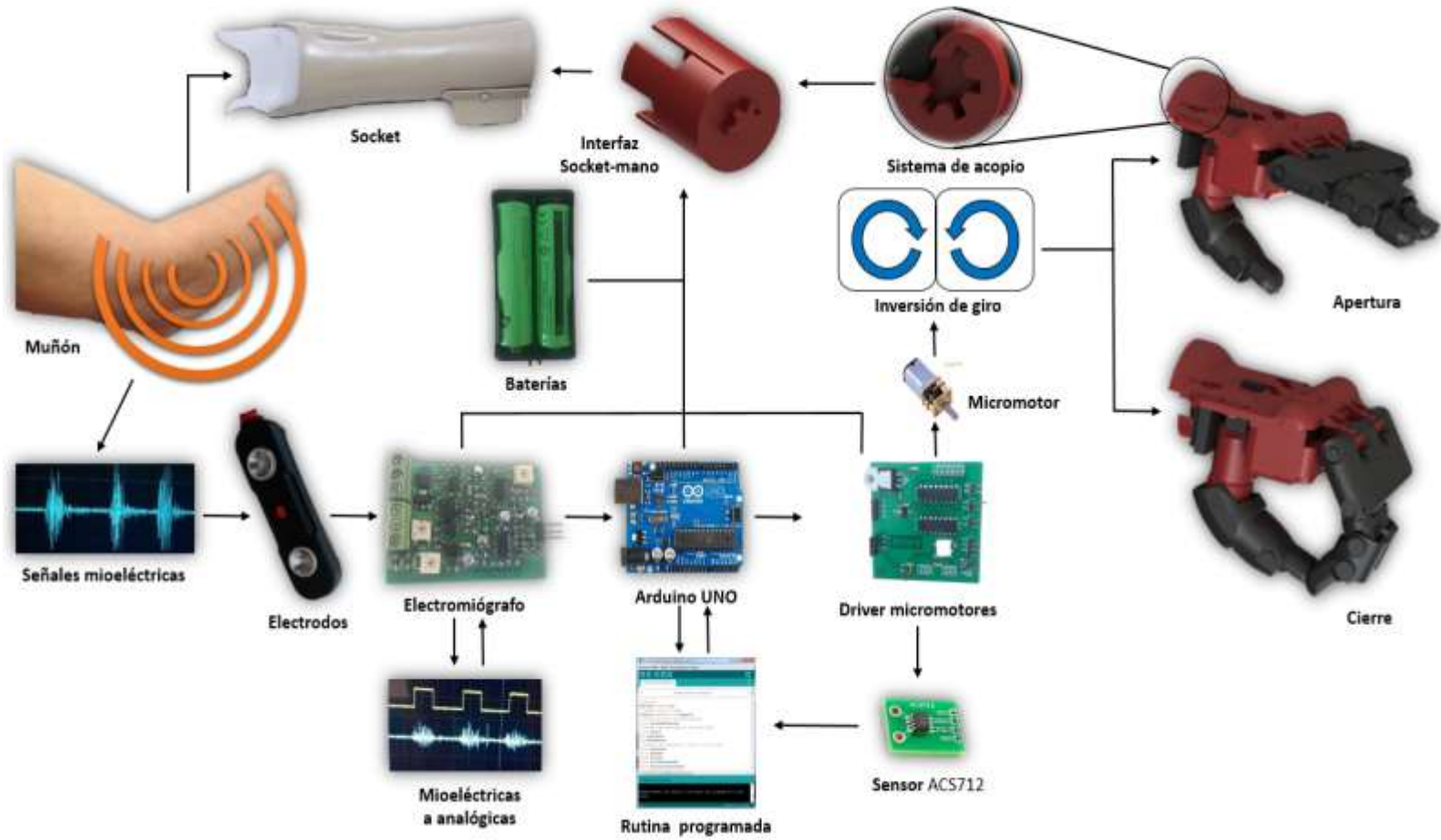


Figura 12. Marco general 2 del desarrollo plasmado en este trabajo de grado

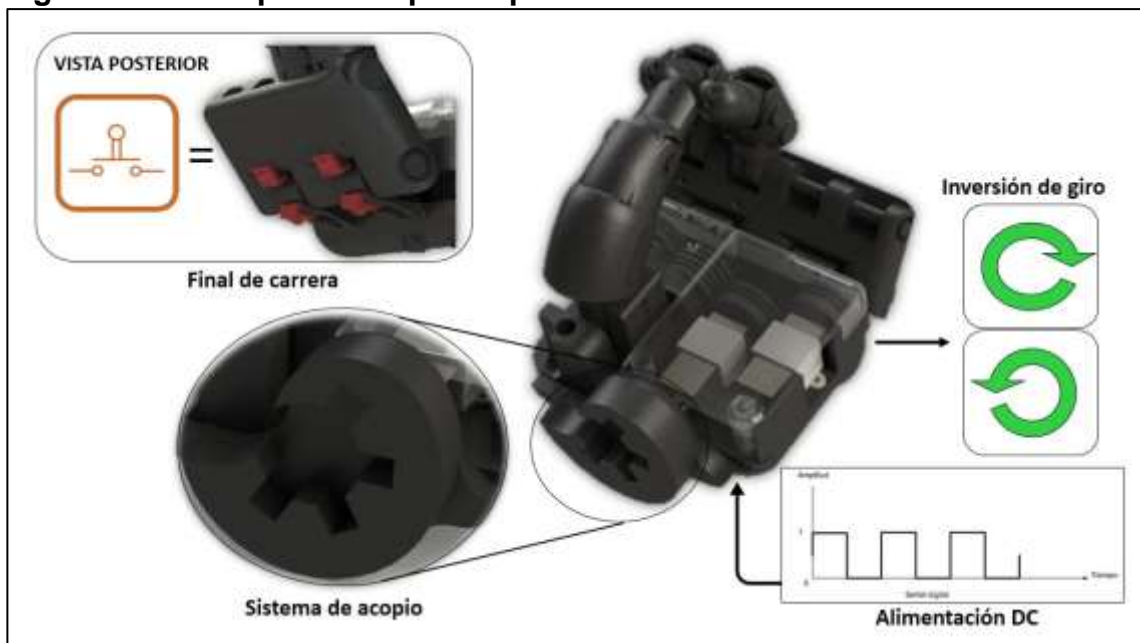


2.1 MANO PROTÉSICA

Figura 13. Primer elemento protésico – Mano.



Figura 14. Mano protésica prototipo desarrollado.



En las Figuras 13 y 14 se esquematiza el elemento constitutivo de la prótesis que más diseño requirió debido a su objetivo funcional, hardware mecánico encargado de manipular los diferentes objetos que entrarán en contacto con el prototipo desarrollado, guiado por el software interno de la prótesis, análoga al mecanismo de la mano humana para ejecutar agarres prensiles tipo pinza digital, con tres dedos; al interior de la misma se encuentra un complejo sistema de poleas, micromotores y sensores que le permiten al paciente controlar a voluntad el comportamiento de la misma.

2.1.1. Prototipo mano protésica.

Figura 15. Mano protésica.



En la Figura 15 se muestra el modelo CAD de mano protésica desarrollada, el diseño plantea 4 falanges para el segundo y tercer dedo (3 falanges individuales y una falange común entre los dos dedos) y 3 falanges para el dedo pulgar, así mismo el hardware desarrollado contempla en su estructura una serie de ranuras de 1 [mm] de diámetro análogas a las poleas arqueadas⁶ de la mano humana, a través de las ranuras se extiende un filamento de nylon asegurándose en el extremo de la falange distal⁷ de cada dedo y en el sistema de poleas accionadas por micro-motores al interior del prototipo, el diseño está equipado a su vez con un final de carrera el cual le permite al sistema de control establecer un estado inicial al encender el dispositivo.

⁶ Poleas arqueadas: Ciencias de la salud. [En línea] Disponible en: <http://mirevistamedica.net/Vaina-tendinosa-de-los-tendones-de-los-musculos-flexores.php>

⁷ Falange distal: Huesos localizados en los extremos de los dedos de manos y pies.

2.1.2. Actuadores del mecanismo. Para la función de agarre tipo pinza de la prótesis se utilizaron como actuadores dos micro-motores [11] de alta potencia para los dedos índice y del medio. (Figura 16)

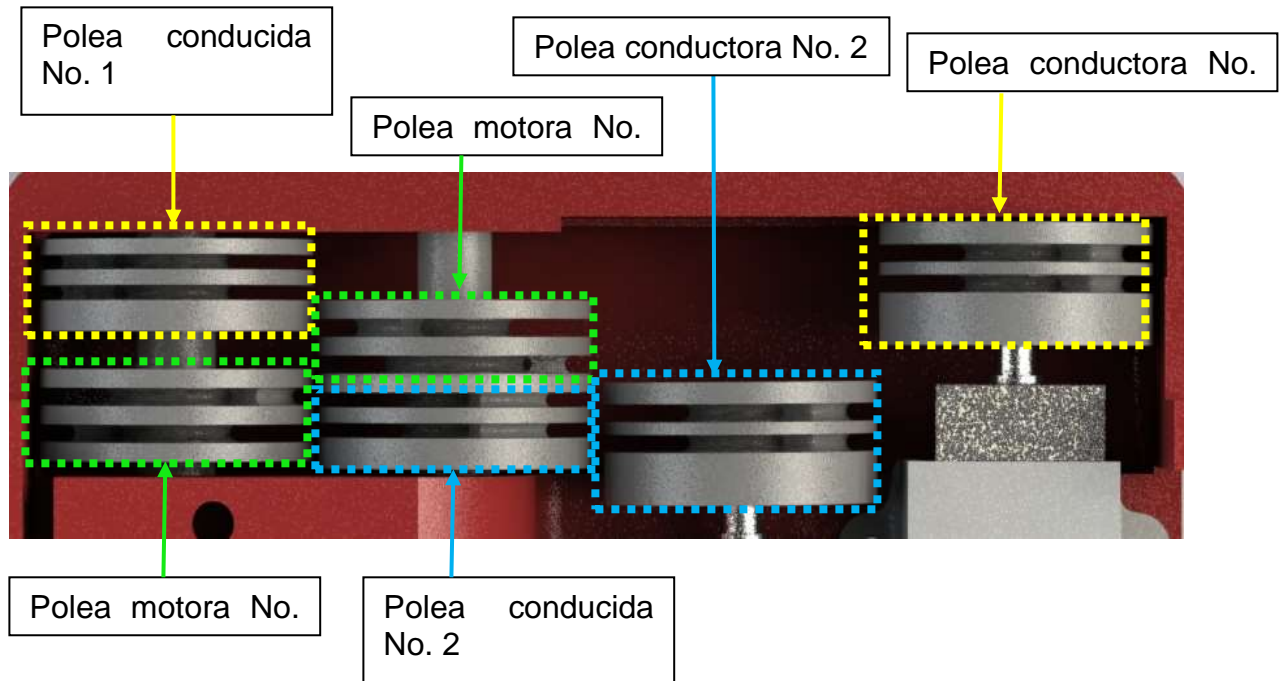
Figura 16. Micro-motor, $i=298:1$



Fuente: Dynamo electronics.[11]

2.1.3. Sistema motor.

Figura 17. Modelo CAD del sistema de poleas.



En la Figura 17 se muestra el sistema de poleas que le da vida a la mano protésica, el sistema consiste en un par de poleas ajustadas en los ejes de dos micro-motores y 4 poleas de doble canal ajustadas en 2 ensambles, las poleas conductoras proveen de movimiento a las poleas conducidas, las cuales a su vez

transmiten su cambio angular a las poleas motoras de los dedos, el micro-controlador acciona los micro-motores según demande el portador de la prótesis.

2.1.4. Finales de carrera. Para gestionar un estado inicial de la prótesis así como un mecanismo de protección se dispuso de un final de carrera en la parte posterior del dispositivo, fabricado en ABS conductivo, un material disponible en la tecnología de impresión 3D (Figura 18).

Figura 18. Final de carrera dispuesto en la prótesis.



2.2. INTERFAZ MANO-SOCKET

2.2.1. Sistema de acopio mano-socket

Figura 19. Ensamble general de la prótesis.



Figura 20. Segundo elemento protésico.

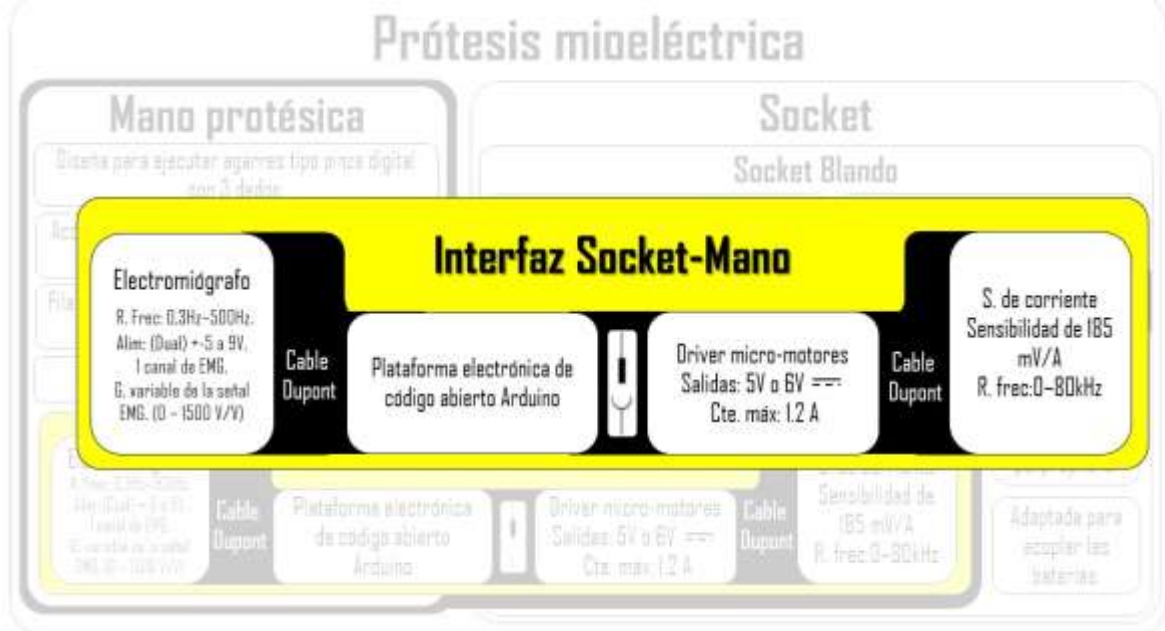
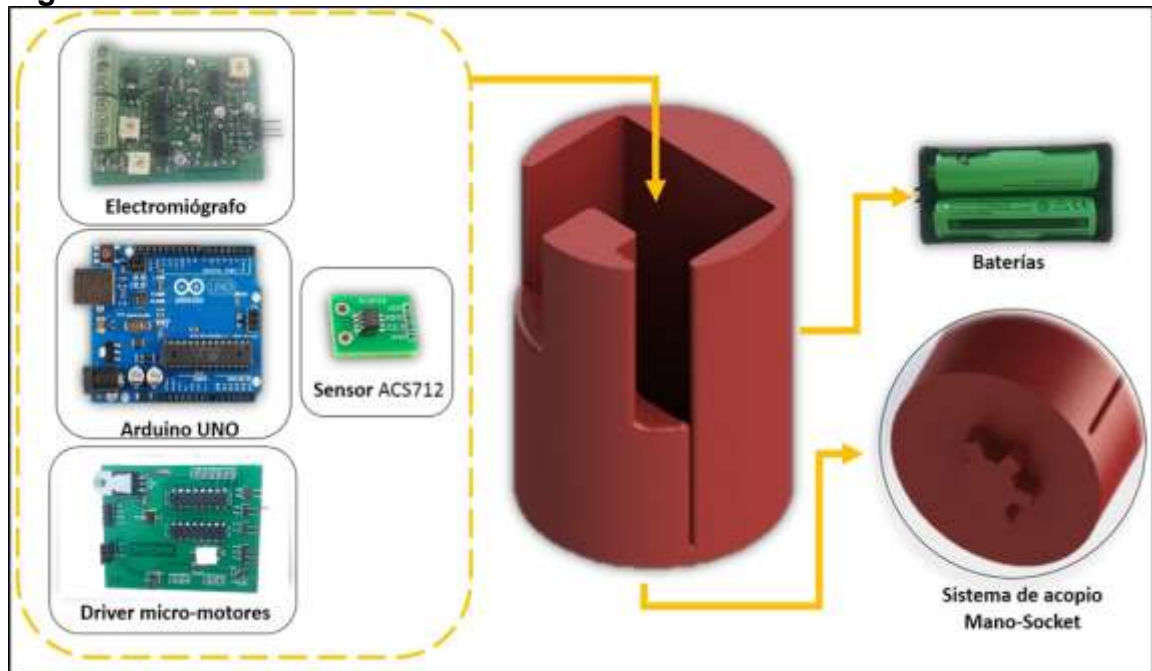


Figura 21. Interfaz mano-socket.



Como se observa en las Figuras 20 y 21, el dispositivo diseñado encaja a medida en el interior del socket, y utiliza un tornillo en su parte posterior como elemento de fijación. En la Figura 20 se ejemplifican las características de la interfaz como su

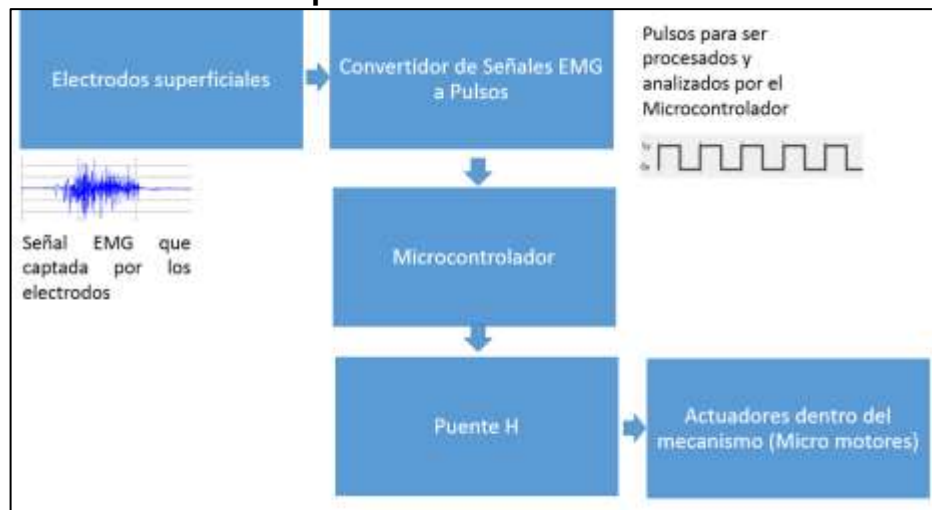
capacidad para albergar 4 tarjetas electrónicas que hacen posible el control de la prótesis, además el dispositivo se formuló para acoger el sistema de baterías y brindar un punto de acopio para la mano protésica.

El sistema de biocontrol de la prótesis tiene tres bloques principales (Figura 22) cuya función es procesar las señales electromiográficas provenientes de las fibras musculares del antebrazo del paciente para así controlar la prótesis.

Estos tres bloques principales son:

- Convertidor de señales EMG a Pulsos.
- Microcontrolador.
- Puente H (Circuito de potencia de micromotores y servomotor).
- Sensor de corriente

Figura 22. Diagrama de Bloques del Sistema de Biocontrol de la Prótesis Mioeléctrica de Miembro Superior.



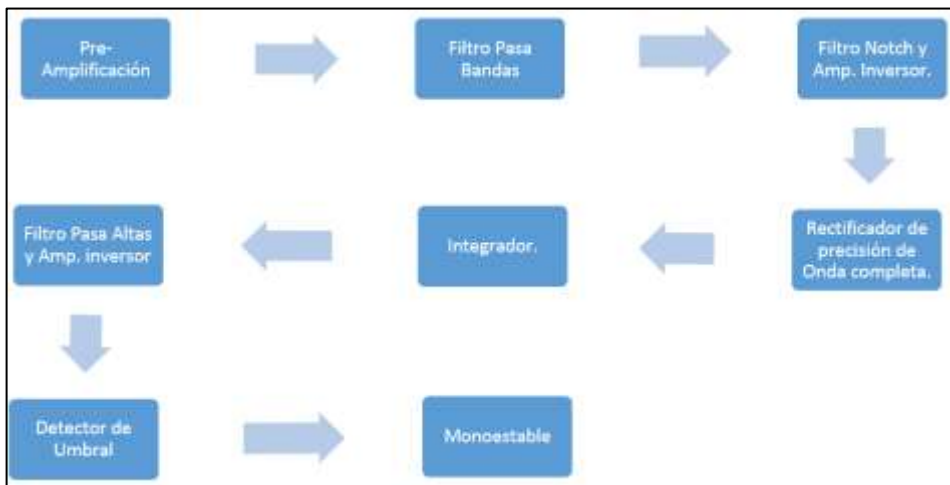
Por ultimo cabe mencionar que el dispositivo fue manufacturado por impresión 3D y acondicionado bajo una metodología de prototipado rápido junto al socket manufacturado.

2.2.2. Convertidor de señales EMG a pulsos. Al ser los potenciales electromiográficos de muy bajo nivel de tensión (uV a unidades de mV), y

frecuencias que pueden ir desde los 0 hasta los 500Hz, se hace necesario un tratamiento analógico de filtrado y amplificación de la señal convirtiéndola a pulsos de 5V que puedan ser interpretados y procesados por el microcontrolador.

El diagrama de bloques de la Figura 23 muestra cada una de las etapas utilizadas para este fin:

Figura 23. Diagrama de Bloques de las etapas del convertidor de Señales EMG a Pulsos de 5V.



2.2.3. Microcontrolador. Razones como economía, facilidad de programación y confiabilidad fueron los aspectos tomados en cuenta a la hora de escoger el microcontrolador CMOS ATmega328 [12] que se encuentra en las placas Arduino, este microcontrolador de 8 bits y baja potencia basado en arquitectura RISC puede ejecutar operaciones robustas en un solo ciclo, en la Figura 24 se muestra su diagrama de bloques.

Características: [12]

- Memoria Flash de 32 KB
- Memoria SRAM de 12 KB
- 23 Entradas/salidas de propósito general
- ADC de 10 bits 15kSPS
- 8 canales ADC.
- Alimentación de 2.2 hasta 5.5V

Tabla 2 Máximas condiciones de operación de los reguladores superficiaales de 5V.

Símbolo	Parámetro	Condición de prueba	Min.	Tipo	Máx.	Unidad
V_O	Tensión de salida	$V_{in} = 7\text{ V}, I_O = 10\text{ mA}$ $T_J = 25\text{ °C}$	4.95	5	5.05	V
V_O	Tensión de salida	$I_O = 0\text{ a } 800\text{ mA}$ $V_{in} = 6.5\text{ a } 15\text{ V}$	4.9		5.1	V
I_O	Corriente de salida	$V_{in} = 7.5\text{ V } T_J = 25\text{ °C}$	800	950	1300	mA

Symbol	Parameter	Test condition	Min.	Typ.	Max.	Unit
V_O	Output voltage	$V_{in} = 7\text{ V}, I_O = 10\text{ mA}, T_J = 25\text{ °C}$	4.95	5	5.05	V
V_O	Output voltage	$I_O = 0\text{ to } 800\text{ mA}, V_{in} = 6.5\text{ to } 15\text{ V}$	4.9		5.1	V
I_O	Output current	$V_{in} = 7.5\text{ V } T_J = 25\text{ °C}$	800	950	1300	mA

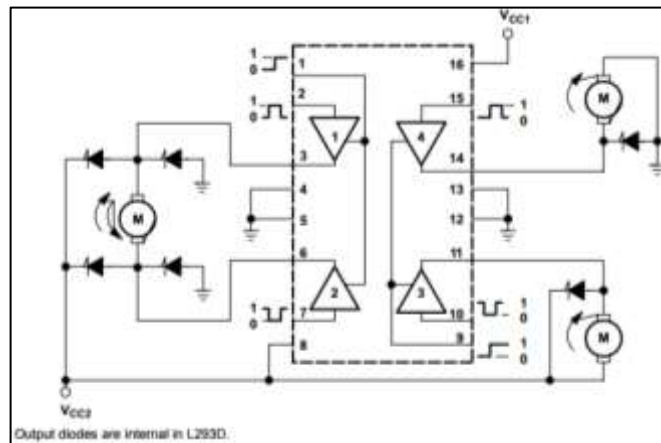
Fuente: [13]

Regulador de 6V:

- Corriente máxima: 1.5 A
- V_{in} máx: 35 V
- Tensión de salida: 6 V.

Con la tensión regulada se puede hacer el control del sentido de giro de los motores mediante el L293D de Texas Instruments (Figura 25) (Tabla 3 y 4).

Figura 25. Diagrama funcional del L293D.



Fuente: Texas Instruments. [14]

Tabla 3. Sentido de giro de un motor DC de acuerdo a la lógica de entrada del L293D.

EN	1A	2A	FUNCTION ⁽¹⁾
H	L	H	Turn right
H	H	L	Turn left

Fuente: Texas Instruments. [14]

Tabla 4. Valores máximos de operación del L293D.

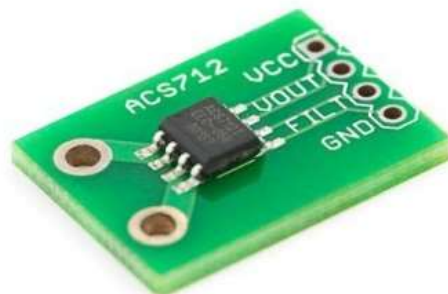
	MIN	MAX	UNIT
Supply voltage, V_{CC1} ⁽²⁾		36	V
Output supply voltage, V_{CC2}		36	V
Input voltage, V_I		7	V
Output voltage, V_O	-3	$V_{CC2} + 3$	V
Peak output current, I_O (nonrepetitive, $t \leq 5$ ms): L293	-2	2	A
Peak output current, I_O (nonrepetitive, $t \leq 100$ μ s): L293D	-1.2	1.2	A
Continuous output current, I_O : L293	-1	1	A
Continuous output current, I_O : L293D	-600	600	mA
Maximum junction temperature, T_J		150	$^{\circ}$ C
Storage temperature, T_{stg}	-65	150	$^{\circ}$ C

Fuente: Texas Instruments. [14]

2.2.5. Sensor de corriente. Se debe garantizar la integridad eléctrica y mecánica tanto de los micromotores como de los demás elementos que intervienen en el movimiento de la mano, especialmente en el momento del agarre. Por esta razón se implementó un control por censado de corriente consumida por el sistema para evitar picos de sobre esfuerzo.

Se usó una pequeña board con sensor de corriente ACS712 de efecto hall, que convierte linealmente la corriente censada en una tensión de salida que puede ser fácilmente leída e interpretada por el microcontrolador (Figura 26)

Figura 26. Sensor de corriente de efecto Hall.



Fuente: Dynamo electronics.[15]

Tabla 5. Características internas del sensor de corriente.

x05B PERFORMANCE CHARACTERISTICS¹ $T_A = -40^\circ\text{C}$ to 85°C , $C_F = 1\text{ nF}$, and $V_{CC} = 5\text{ V}$, unless otherwise specified

Characteristic	Symbol	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Units
Optimized Accuracy Range	I_P		-5	-	5	A
Sensitivity	Sens	Over full range of I_P , $T_A = 25^\circ\text{C}$	180	185	190	mV/A
Noise	$V_{\text{NOISE(PP)}}$	Peak-to-peak, $T_A = 25^\circ\text{C}$, 185 mV/A programmed Sensitivity, $C_F = 47\text{ nF}$, $C_{\text{OUT}} = \text{open}$, 2 kHz bandwidth	-	21	-	mV
Zero Current Output Slope	$\Delta V_{\text{OUT}(0)}$	$T_A = -40^\circ\text{C}$ to 25°C	-	-0.26	-	mV/°C
		$T_A = 25^\circ\text{C}$ to 150°C	-	-0.08	-	mV/°C
Sensitivity Slope	ΔSens	$T_A = -40^\circ\text{C}$ to 25°C	-	0.054	-	mV/A/°C
		$T_A = 25^\circ\text{C}$ to 150°C	-	-0.008	-	mV/A/°C
Total Output Error ²	E_{TOT}	$I_P = \pm 5\text{ A}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	-	± 1.5	-	%

¹Device may be operated at higher primary current levels, I_P , and ambient temperatures, T_A , provided that the Maximum Junction Temperature, $T_{J(\text{max})}$, is not exceeded.

²Percentage of I_P , with $I_P = 5\text{ A}$. Output filtered.

Fuente: Allegro MicroSystems [16]

Con la gráfica de corriente censada contra tensión de salida y el criterio de sensibilidad podemos obtener la ecuación de la recta de comportamiento del sensor así:

$$y = mx + b$$

$$V_o = (\text{Sens} * I_p) + 2,5$$

Donde: Sens es la sensibilidad del sensor y 2,5 en el valor de V_o cuando la corriente es 0.

2.2.6. Sistema de baterías. El hardware electrónico requiere una alimentación dual con entradas de +7 V, -7 V y una GND, es por esta razón que se utilizaron 4 baterías recargables UltraFire (Figura 27) con una relación corriente tiempo de 8800mAh con un voltaje 3.7 [V] en cada una, alimentando el circuito de manera óptima para su correcto funcionamiento.

Figura 27. Baterías utilizadas para alimentar todo la instrumentación y sistema electrónico de la prótesis.



2.3. SISTEMA DE ACOPIO MUÑÓN-PRÓTESIS (SOCKET)

Figura 28. Socket y electrodos dispuestos.



En la Figura 28 se observa el sistema de acopio muñón-prótesis (socket), este se compone de dos capas, una interna que entra en contacto con el paciente y una externa que es utilizada como coraza contra golpes, para la capa interna se utilizó polietileno por sus propiedades elásticas que le permiten al dispositivo ajustarse a los cóndilos del paciente, puntos neurálgicos donde se apoya la prótesis y que junto al efecto de vacío que se crea en el interior del socket, permiten asegurar una excelente sujeción a la extremidad lesionada del paciente, para la capa externa se utilizó polipropileno.

2.3.1. Sensores mioeléctricos. Se decidió utilizar un electrodo de barra para la adquisición de la señal y un electrodo de disco como referencia a la prótesis.

Los electrodos de barra tienen un cuerpo grande para una mayor estabilidad, contactos mecanizados, dejando espaciados 3 cm de centro a centro para resistir el desgaste de la limpieza (Figura 29) [17].

Figura 29. Electrodo de barra.



Fuente: AyBmedica.[17]

Los electrodos de disco son fabricados en acero inoxidable macizo, moldeados para generar una excelente calidad de señal (Figura 30) [17].

Figura 30. Electrodo superficial de disco.



Fuente: AyBmedica.[17]

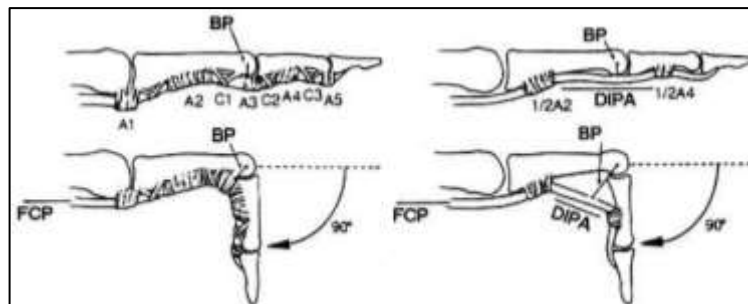
3. DISEÑO HARDWARE MANO PROTÉSICA

En primera instancia se contempló la morfología intrínseca de un miembro superior, formado desde un nivel de amputación transradial hasta las falanges distales de la mano. Durante el estudio pertinente se consultó bibliografía tal como: la carga física de trabajo en extremidades superiores [18], estudio realizado por general motors en España, Biomecánica y patrones funcionales de la mano, de Luz Amparo Arias López [19], y gracias a la globalización del conocimiento actual, se pudo adquirir información detallada de la anatomía de los miembros superiores en el curso en línea, Anatomía del cuerpo humano, en el capítulo Movimientos de los músculos de la mano, de la editorial TuUvirtual [20].

3.1. DINÁMICA DE LA MANO HUMANA

La dinámica de la mano utiliza la cadena cinética de huesos y articulaciones extendida desde la muñeca hasta las falanges distales, este proyecto hizo énfasis en el mecanismo de agarre tipo pinza digital generado por 3 dedos, primer, segundo y tercer dedo, (pulgar, índice y dedo del medio respectivamente); los tendones flexores digitales profundos y extensores largos de los dedos, son los encargados de proveer de movimiento a los dedos índice, del medio y pulgar. Los tendones se sujetan de las falanges mediales y distales de dichos dedos.

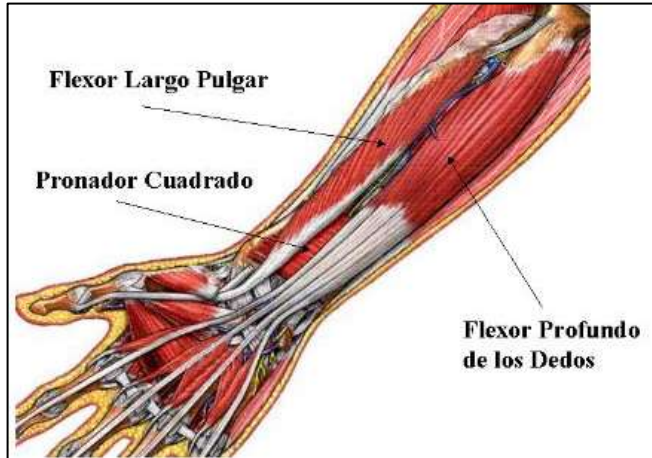
Figura 31. Fenómeno de cuerda de arco.



Fuente: Lesiones de tendones flexores de la mano

De las Figura 31 y 32 se comprende que el tendón del flexor superficial de los dedos, hala la falange medial de cada dedo, así como el tendón del flexor digital profunda, hala la falange distal de los mismos, produciendo un movimiento armónico de flexión y extensión de estas extremidades.

Figura 32. Músculos y tendones flexores de los dedos.



Fuente: <http://www.anatomiahumana.ucv.cl/efi/modulo14.html>

Se determina la importancia y vitalidad de cada tendón, en primera instancia se tiene el tendón que está ligado a la falange distal, el cual es el encargado de generar un movimiento preciso de flexión (cierre) de la mano, por otro lado el tendón que se fusiona a la falange medial cumple una función amplificadora de potencia en el movimiento de flexión de la mano, es por esta razón que se decide implementar un diseño análogo la función del tendón flexor profundo, empalmado en la falange distal para cada dedo.

3.2. ENFOQUE DE DISEÑO

Una vez se identificó la anatomía del miembro superior, se prosiguió a discutir cuales eran los requerimientos básicos de diseño de un dispositivo análogo a un miembro superior desde un nivel de amputación transradial, el cual brinde a su propietario la facilidad de realizar agarres tipo pinza digital con tres dedos.

Analizando las necesidades básicas que puede tener un paciente con esta problemática, se puede llegar a un consenso de 2 generalidades básicas, las cuales abarcan el complejo de requerimientos que se debe brindar al discapacitado con el dispositivo a diseñar, estas son:

- Evaluación física.
- Evaluación psicológica.

La evaluación física plantea los ofrecimientos cuantificables que debe aportar el mecanismo análogo, al paciente, tales como, la amplitud del movimiento, la postura, el nivel de independencia que alcanza el dispositivo, etc.

Por otro lado la evaluación psicológica plantea la recuperación anímica del individuo, la imagen corporal, las expectativas, el estilo de aprendizaje, etc.

En el caso puntual de esta tesis de grado, se trabajó principalmente en la evaluación física, la cual contempla en si misma el funcionamiento práctico del dispositivo tipo prótesis, además, siempre se trabajó contemplativamente en una estética y morfología aceptable, bajo prejuicios básicos de anatomía.

3.3. PARAMETRIZACIÓN DE LAS MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS PARA LA PRÓTESIS

El modelamiento del dispositivo contempla la dificultad de la antropometría variable intrínseca del cuerpo humano, debido a esta dificultad y gracias al ofrecimiento voluntario de una persona con una lesión transradial, tratada como problemática en este trabajo de grado, se decidió tomar las medidas antropométricas de ésta persona, a la cual nos referiremos como paciente.

En primer instancia se llevó a cabo el modelado del miembro existente del paciente (miembro superior derecho), para esto se utilizó un material aglomerante, para efectos prácticos, yeso, el cual garantiza además de un fácil manejo una rápida conformación y solidificación.

El procedimiento realizado constó de una serie de etapas consecutivas, comenzando con la disolución de agua y alginato, el cual proporciona una textura adaptable a las necesidades de moldeo, obteniendo una sustancia gelatinosa la cual se endurece con rapidez.

Una vez se consiguió la mezcla para moldeo se procedió a introducir en ella el miembro a estudiar, logrando obtener una cámara con la forma de éste, sobre la cual se vertió una solución de yeso y agua como se puede observar en la Figura 33

Figura 33. Vertimiento de yeso dentro de la cavidad del molde.



Una vez se obtuvo el molde, se procedió a la remoción del gel moldeante, y obtención del modelo en yeso de la mano derecha del paciente, el cual sirvió como referente antropométrico para el modelaje 3D de la prótesis a diseñar (Figura 34).

Figura 34. Modelo obtenido del proceso con yeso y alginato.



Con el modelo en yeso se procedió a realizar el diseño asistido por computadora, CAD, de la prótesis en desarrollo, se comenzó con el modelaje 3D en solidworks, software especializado en CAD y CAE.

3.4. INVESTIGACIÓN DE MERCADO Y PRÓTESIS ACTUALES

Al mismo tiempo se realizó un análisis preliminar del mecanismo que se pretendía diseñar, analizando el mercado actual se encontró un amplio número de diseños empleados para este tipo de prótesis, entre ellos se destacan los siguientes:

- Prótesis gobernadas por mecanismo de engranajes (Figura 35)
- Prótesis gobernadas por mecanismo de pistones. (Figura 36Figura 36)
- Prótesis gobernadas por mecanismo de pistones. (Figura 37)

Figura 35. Prótesis mioeléctrica con transmisión de potencia por engranajes.



Fuente: Prótesis avanzadas, Medellín, Colombia <http://www.protesisavanzadas.co/galer-a>.

Figura 36. Prótesis mioeléctrica con transmisión por pistones.



Fuente: Bebionic, Multinacional, http://bebionic.com/the_hand.

Figura 37. Prótesis mioeléctrica con transmisión de potencia por hilos.



Fuente: limitlesschild international, Multinacional, <http://www.limitlesschildinternational.org/make-it-matter/>.

Los modelos anteriores generalizan la gran variabilidad de dispositivos tipo prótesis existentes, como categorías, la evaluación de cada dispositivo como categoría genérica se muestra en la Tabla 6 (comparativa de diseño), donde 1 comprende un valor bajo y 3 un valor alto, estos como calificativos positivos en cada descripción.

Tabla 6. Tabla comparativa de evaluación de cada tipo de prótesis mioeléctrica.

IMPORTANCIA	2	3	3	3	3	
CATEGORÍA	POTENCIA	VIDA ÚTIL	PESO	AMPLITUD DE MOVIMIENTO	COSTO	TOTAL
ENGRANAJES	3	2	3	2	2	33
PISTONES	3	3	1	2	1	27
HILOS	1	2	3	3	3	35

Para comprender más a fondo el análisis planteado en la tabla anterior, se describirá brevemente cada ítem:

Importancia: define que requerimientos son predominantes bajo un análisis de beneficio-costos.

Potencia: define la eficiencia que alcanza el sistema de transmisión de potencia que utiliza la categoría.

Vida útil: define la eficiencia que presenta el mecanismo de transmisión de potencia, en cuanto a un análisis desgaste-horas de funcionamiento.

Peso: define el peso promedio que alcanzan los dispositivos de cada categoría, analizando el peso específico de los componentes que los componen.

Amplitud de movimiento: define la precisión tipo motricidad fina que alcanzan los dispositivos en promedio de cada categoría.

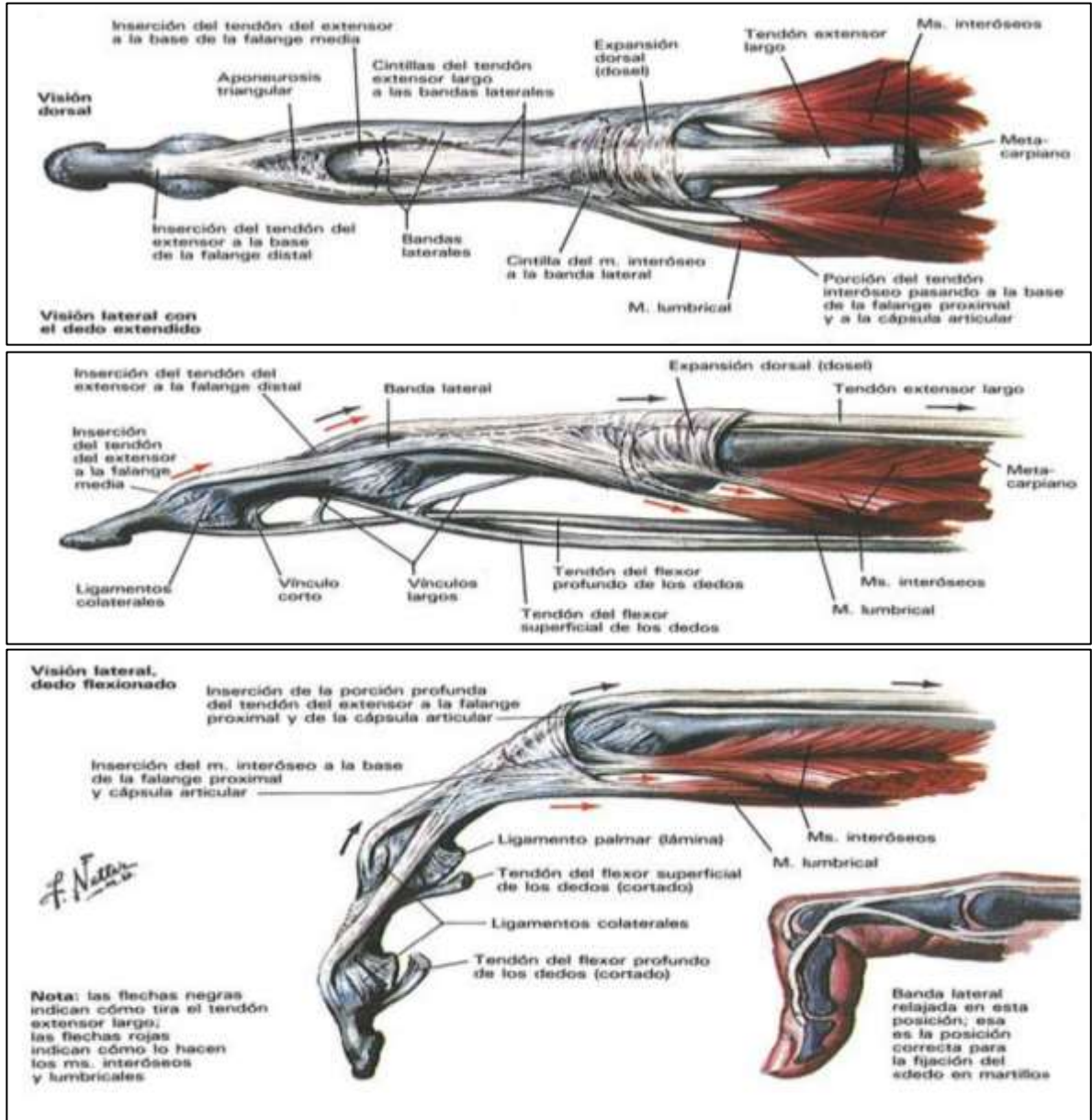
Costo: define el valor adquisitivo que presentan las prótesis de cada categoría en la actualidad, este ítem 3 se evalúa como bajo, 2 como medio y 1 como alto.

Debido que este proyecto de grado busca la generación de un dispositivo tipo prótesis de miembro superior, de bajo costo, bajo peso y alta amplitud de movimiento, el requerimiento de potencia se ve relegado a un segundo plano y por consiguiente se opta por la creación de un diseño gobernado por una transmisión de potencia por hilos, pero se debe recalcar que hasta el presente no se encuentra en el mercado una prótesis con transmisión de potencia por hilos y micromotores.

3.5. MECANISMO DE LA PRÓTESIS

Como ya se ha mencionado el funcionamiento del diseño planteado es análogo a el funcionamiento de una mano humana, remplazando los tendones flexores digitales profundos y extensores largos, de cada dedo, por hilos que se alojan dentro de las falanges distales del segundo y tercer dedo, buscando un efecto de cuerda de arco, como el que describe la anatomía de la mano humana, como se muestra en la Figura 38.

Figura 38. Tendones, flexores y extensores en los dedos.

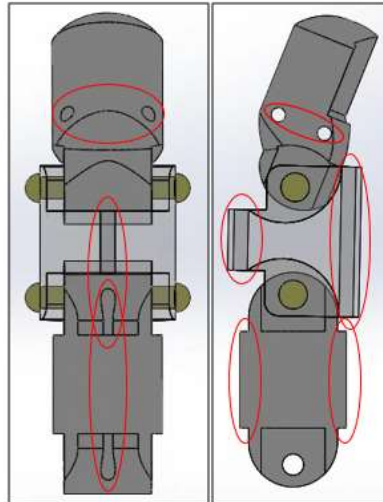


Fuente: Netter, Sección I, Lamina 61(F.H. Netter. Sistema musculoesquelético. Tomo 8.1)

Con las medidas antropométricas del molde en yeso, se planteó una recreación de las falanges de cada dedo, con una reducción en su espesor de 1 mm, como margen de corrección en cuanto a un recubrimiento externo con fines netamente estéticos, dentro de cada falange se implementó una serie de ranuras, cuya función es imitar el comportamiento de las poleas arqueadas de la mano humana, para darle apoyo al hilo trasmisor de potencia.

En la Figura 39 se muestra el preliminar de los dedos índice y del medio, donde se marcan los sitios donde se realizó las ranuras para los hilos transmisores de potencia.

Figura 39. Dedo índice y del medio, primer planteamiento de diseño.



Del diseño planteado para los dedos se espera un comportamiento de flexión y extensión semejante al mostrado por la mano humana. (Figura 40 y 41)

Figura 40. Flexión de los dedos índice y del medio.

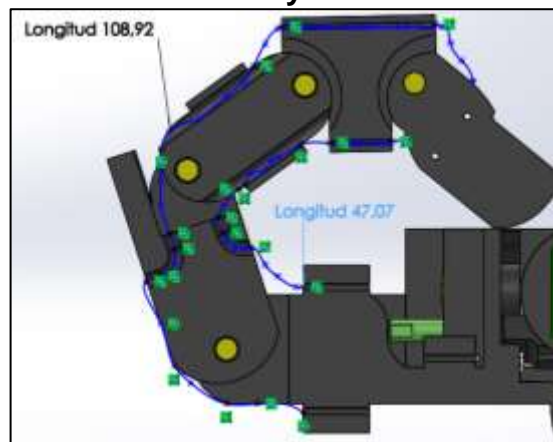
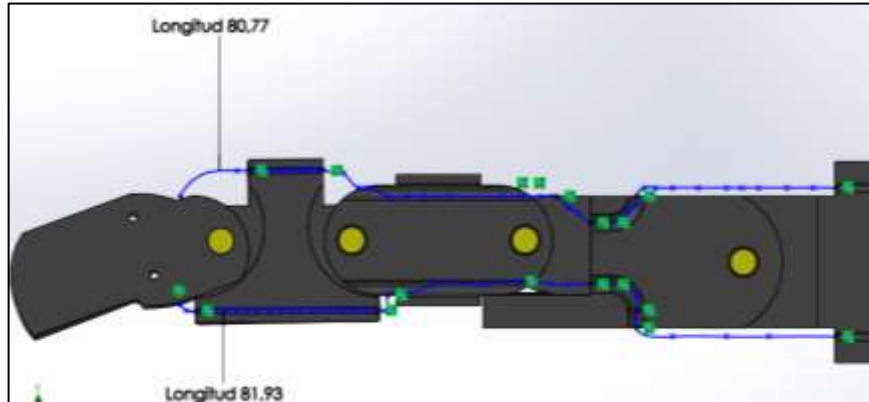
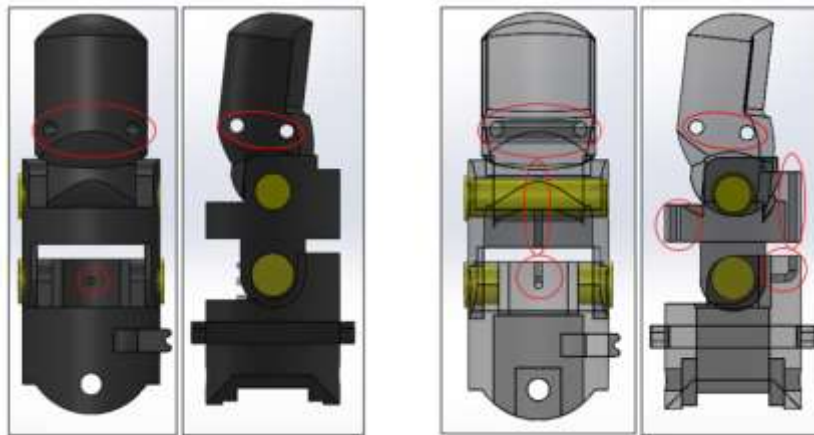


Figura 41. Extensión de los dedos índice y del medio.



Así mismo se realizó el preliminar del dedo pulgar, con la particularidad de que éste dedo debía alojar en su interior, un micromotor generador de movimiento, es por esta razón que el dedo pulgar pasó por una serie de rediseños conceptuales y prototipos, que más adelante se abordaran. (Figura 42 42)

Figura 42. Dedo pulgar, primer planteamiento de diseño.

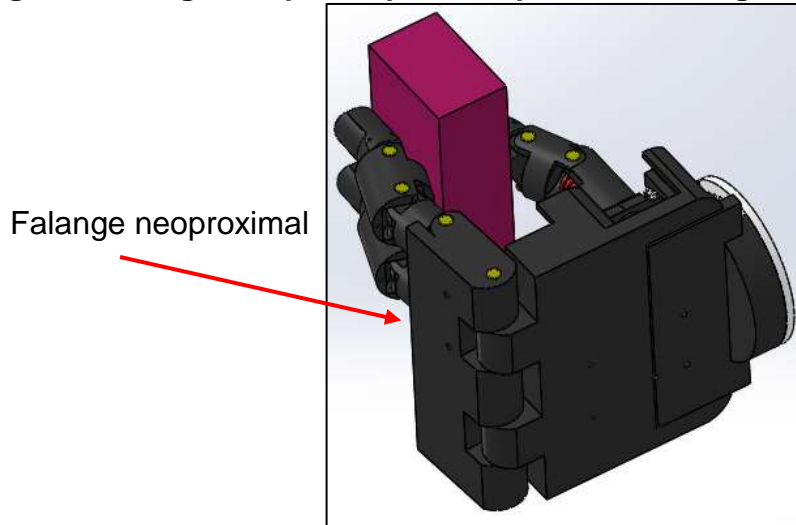


El planteamiento de la palma se volvió el componente más importante del diseño planteado, debido a que sobre ésta se acoplaran los dedos y sus elementos funcionales de generación y transmisión de potencia, como poleas y motores.

Dado que la mano humana presenta una habilidad inigualable en el control de diversos movimientos de flexión con tan solo 3 falanges para la conformación de los dedos desde el segundo hasta el quinto, ciertamente ayudada por la compleja red que se entrelaza a la figura ósea de la misma, se observó que se alcanzaría

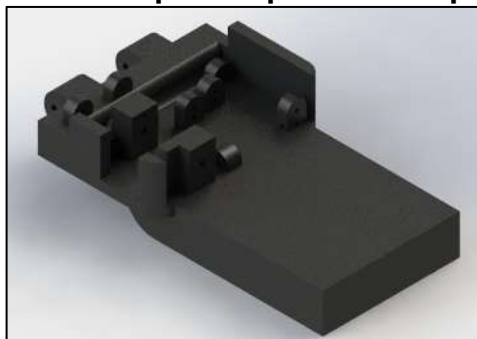
una mejor dinámica de flexión de los dedos segundo y tercero, índice y del medio respectivamente, si se plantea una ligera variación de la estructura como están conformados los dedos en mención, segmentando la falange proximal de cada uno a la mitad y conformando de esta manera una falange neoproximal, la cual le brindará al diseño en cuestión una dinámica de flexión más cercana a la desarrollada por la mano humana (Figura 43Figura 43).

Figura 43. Segundo prototipo de la prótesis, falange neoproximal.



El planteamiento inicial de la palma se puede observar en la Figura 44, este primer supuesto planteaba un soporte para servomotores alojados en el socket, como entes generadores de movimiento para la flexión y extensión de los dedos índice, del medio y pulgar, junto con ranuras para el paso de los hilos que conectan los dedos a los servomotores.

Figura 44. Primer planteamiento para la palma de la prótesis en desarrollo.

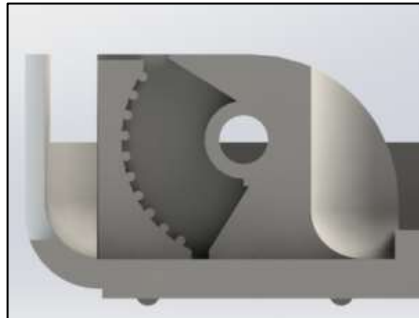


El siguiente planteamiento para la palma se puede observar en la Figura 45 y 46, este supuesto planteaba un soporte escalonado para el movimiento de abducción del dedo pulgar, junto con ranuras para el paso de los hilos que conectan los dedos índice y del medio, así mismo contemplaba una zona para albergar las poleas de transmisión de potencia y otra zona para los motores sobre la misma.

Figura 45. Segundo planteamiento para la palma de la prótesis.



Figura 46. Zona escalonada para aditamento del dedo pulgar.



El segundo prototipo de la prótesis desarrollada fue el primer prototipo físico que se manufacturó, esto se realizó con el fin de avalar concepciones de diseño planteadas a lo largo del diseño en desarrollo.


El prototipo logro sacar a la luz varios puntos de diseño importantes, entre ellos se destacan:

- El rediseño de la palma bajo una lógica de ensamble, dado que éste primer prototipo físico mostró secciones imposibles de ensamblar sin recurrir a acciones destructivas sobre el mismo.

- Tanto limitaciones estructurales como puntos débiles en la implementación de la tecnología de impresión 3D, evidenciando una fuerte debilidad estructural de las piezas de tamaños reducidos.
- La necesidad de la creación de un compartimiento dentro de la palma para las poleas de los micro-motores.
- Reubicación de las perforaciones de las falanges distales de cada dedo.

Para los elementos de tracción se analizaron varias alternativas, como se puede observar en la Tabla 7.

Tabla 7. Características de varios tipos de transmisores.

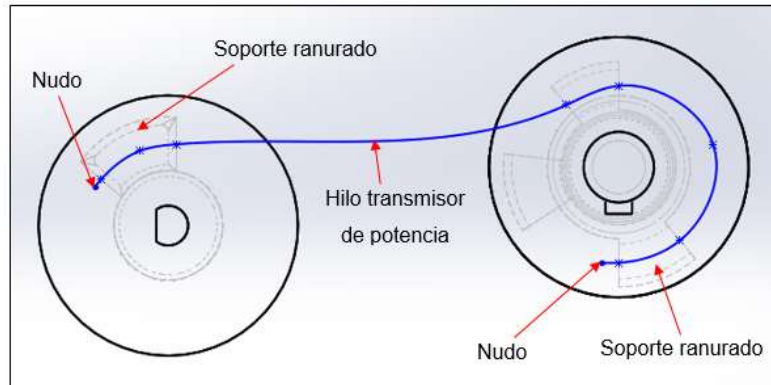
 Características de varios Tipos de Transmisiones						
Característica	Ruedas fricción	Engranajes rectos	Correas planas	Correas trapezoidales	Correas síncronas	Cadena
Potencia máx. [kW]	80	80000	200	350	120	400
Par máximo [kNm]	5	7000	3	5	1	40
Velocidad lineal máx [m/s]	20	30	100	30	60	10
Rendimiento	0.95	0.97	0.97	0.97	0.96	0.95
Potencia limitada por velocidad	s	n	s	s	s	s
Ratio máx. (1 etapa)	6-18	6-10	6-8	6-10	6-10	6-10
Tensión requerida	s	n	s	s	n	n
Carga en rodamiento	alta	baja	alta	alta	baja	baja
Precisión	media	alta	baja	baja	baja	media
Deslizamiento	s	n	s	s	n	n
Ruido	bajo	medio	bajo	bajo	bajo	alto
Limitador de carga	s	n	s	s	n	n
Precio	bajo	alto	bajo	medio	medio	medio

Fuente: <http://es.slideshare.net/josuejohnsobandoparedes/lesiones-de-tendones-flexores>.

Bajo la información anterior, se destacan las correas trapezoidales, síncronas y la cadena, como elementos de tracción óptimos; de primera mano la cadena es un elemento robusto el cual en dimensiones reducidas como las que se necesitan no se encuentran comercialmente por lo que su mantenimiento o recambio presenta un alto costo. Las correas planas así como las trapezoidales presentan un comportamiento inadecuado para este tipo de proyectos, dado que tienen la peculiaridad de necesitar un tensor para alcanzar eficiencias aceptables además de presentar deslizamiento y pérdidas considerables de trasmisión de potencia; es por esta razón que se determinó la creación de un sistema de transmisión de

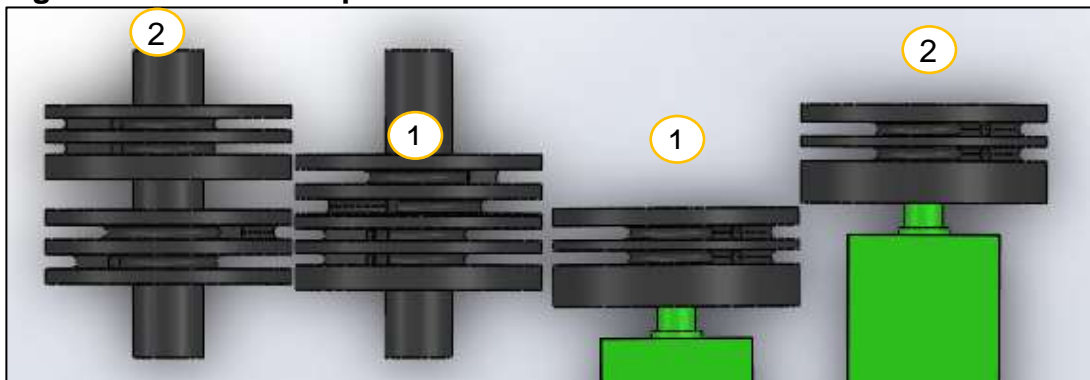
potencia eficiente y de bajo costo, es así como nace la idea de un sistema de poleas ranuradas, formando un ciclo cerrado. (Figura 47)

Figura 47. Simplificación del modelo funcional.



El diseño preliminar de las poleas ranuradas como elementos de tracción plantea una transmisión por nudo; el sistema funciona gracias a una ranura por la cual pasa el hilo encargado de transmitir la potencia, en el extremo del mismo se genera un nudo, que cumplirá la función de “tope” a la hora de someter el hilo a tensión, y plantear una restricción al deslizamiento del mismo por la ranura (Figura 47).

Figura 48. Sistema de poleas.



El sistema de poleas se plantea conforme se muestra en la Figura 48, conectando la polea conductora número 1, con la polea conducida número 1, y la polea conductora número 2, con la polea conducida número 2.

Para el análisis estructural de las poleas se realizó un análisis estático bajo ingeniería asistida por computador, determinando un criterio de tensión igual al máximo momento que nos genera el micromotor, el cual se seleccionó bajo el requerimiento mínimo de 4.5 kg de fuerza en el agarre de la prótesis (Tabla 8).

Tabla 8. Características del micromotor.

Descripción	Valor	Unidad
Tamaño	24x10x12	mm
Peso	9,6	gr
Torque	6.4	kg-cm
Velocidad	100	rpm
Corriente	1600	mA

Fuente: Dynamo electronics.

En el mercado se puede encontrar micromotores con torques más cercanos al requerido, pero debido a que el análisis de pérdidas por fricción del sistema planteado no se puede estimar dado a que está en desarrollo, al trabajar con el micromotor seleccionado se plantea un factor de corrección en el torque requerido de 1,45; pertinente para contrarrestar las perdidas esperadas por fricción en el sistema.

Como hilo transmisor de potencia se plantearon varios tipos de filamentos, entre ellos cuerdas de acero y filamentos de nylon de varios diámetros; como resultado de la experiencia se optó por un filamento de nylon de 0.6 mm de diámetro.

Algunas propiedades medibles cuantitativamente como la tenacidad, la resistencia a la abrasión, la recuperación desde la deformación y la resistencia a cambios ambientales [21], convierten a la poliamida PA66 (Nylon), en el elemento flexor indicado para la prótesis, a continuación se presentan las propiedades mecánicas intrínsecas del Nylon (Tabla 9)

Tabla 9. Propiedades mecánicas de la poliamida PA66 (Nylon).

ASTM & ISO Properties ¹				
Physical	Dry	Conditioned	Unit	Test Method
Density	1.14	--	g/cm ³	ISO 1183/A
Water Absorption (23°C, 24 hr)	1.2	--	%	ISO 62
Mechanical	Dry	Conditioned	Unit	Test Method
Tensile Modulus (23°C)	3200	1400	MPa	ISO 527-2/1A
Tensile Strength (Yield, 23°C)	85.0	--	MPa	ASTM D638
Tensile Stress (Yield, 23°C)	85.0	50.0	MPa	ISO 527-2/1A
Tensile Stress (Break, 23°C)	60.0	40.0	MPa	ISO 527-2/1A
Tensile Strain (Yield, 23°C)	4.0	10	%	ISO 527-2
Tensile Elongation (Break, 23°C)	25	--	%	ASTM D638
Tensile Strain (Break, 23°C)	50	250	%	ISO 527-2
Flexural Modulus (23°C)	3350	--	MPa	ASTM D790
Flexural Modulus (23°C)	3000	1300	MPa	ISO 178
Flexural Strength (23°C)	125	--	MPa	ASTM D790
Flexural Stress (23°C)	120	50.0	MPa	ISO 178
Impact	Dry	Conditioned	Unit	Test Method
Charpy Notched Impact Strength (23°C)	5.0	10	kJ/m ²	ISO 179/1eA
Charpy Unnotched Impact Strength (23°C)	No Break	No Break		ISO 179/1eU
Notched Izod Impact (23°C)	80	--	J/m	ASTM D256
Notched Izod Impact Strength (23°C)	5.0	8.0	kJ/m ²	ISO 180
Thermal	Dry	Conditioned	Unit	Test Method
Heat Deflection Temperature (0.45 MPa, Unannealed)	205	--	°C	ISO 75-2/Bf
Deflection Temperature Under Load (1.8 MPa, Unannealed)	80.0	--	°C	ASTM D648
Heat Deflection Temperature (1.8 MPa, Unannealed)	65.0	--	°C	ISO 75-2/Af
Melting Temperature	263	--	°C	ISO 11357-3

Fuente: <http://catalog.ides.com/Datasheet.aspx?l=26793&E=41892>

Dado que el proyecto busca implementar la tecnología de impresión 3D, como un proceso de manufactura práctico y de bajo costo para la construcción de elementos y prototipos en plástico, el material seleccionado para este propósito fue ABS, tras experimentar con prototipos impresos en PLA y el polímero seleccionado; a continuación se presentan la caracterización que el proveedor de este material suministró. (Tabla 10)

Tabla 10. Características mecánicas del material ABS, como material de impresión 3D.

MECHANICAL PROPERTIES ¹	TEST METHOD	ENGLISH		METRIC	
		XZ AXIS	ZX AXIS	XZ AXIS	ZX AXIS
Tensile Strength, Yield (Type 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	4,550 psi	3,750 psi	31 MPa	26 MPa
Tensile Strength, Ultimate (Type 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	4,650 psi	4,050 psi	32 MPa	28 MPa
Tensile Modulus (Type 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	320,000 psi	310,000 psi	2,230 MPa	2,160 MPa
Tensile Elongation at Break (Type 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	7%	2%	7%	2%
Tensile Elongation at Yield (Type 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	2%	1%	2%	1%
Flexural Strength (Method 1, 0.05"/min)	ASTM D790	8,700 psi	7,000 psi	60 MPa	48 MPa
Flexural Modulus (Method 1, 0.05"/min)	ASTM D790	300,000 psi	250,000 psi	2,060 MPa	1,760 MPa
Flexural Strain at Break (Method 1, 0.05"/min)	ASTM D790	4%	3.5%	4%	3.5%

Fuente: Proveedor del material, Empresa PLA Diseño Industrial.

3.6. ANÁLISIS CAE

Se realizó un análisis estático para cada pieza crítica de la prótesis, el análisis se ejecutó con una fuerza de 62,8 [N] (equivalentes a un peso de 6.4 [Kg]), advirtiendo que este valor jamás se lograra transmitir sobre los elementos de la prótesis, dado que se deben contemplar perdidas por fricción así como eficiencias del mecanismo.

Para las poleas del sistema de transmisión de potencia, se tomó la fuerza fijada anteriormente, normal a la superficie sobre la que descansa el nudo del hilo transmisor de potencia y tomando la superficie del agujero para el eje del micromotor, con restricción de empotradura.

Poleas

A continuación se presentan los resultados obtenidos del análisis por elementos finitos realizado en el software Solidworks al sistema de poleas. (Figuras 49 - 52)

Figura 49. Restricción de empotradura en el agujero del eje.

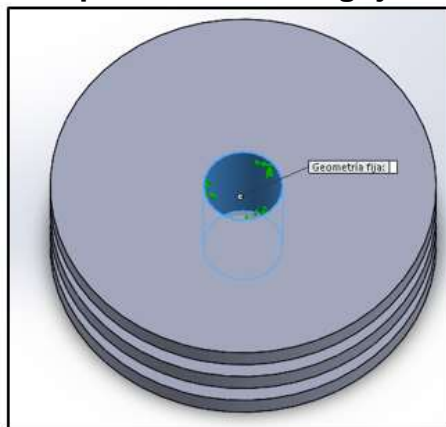


Figura 50. Fuerza normal a la superficie donde descansa el nudo.

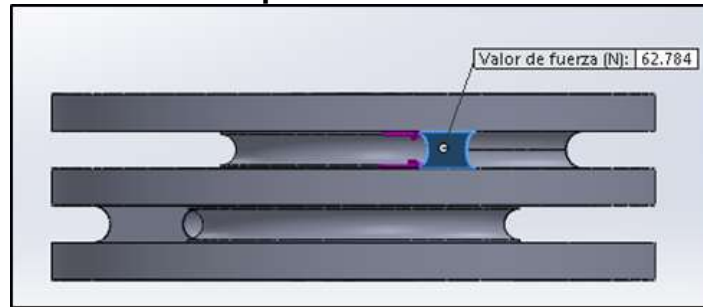


Figura 51. Poleas conducidas de los dedos índice y corazón.

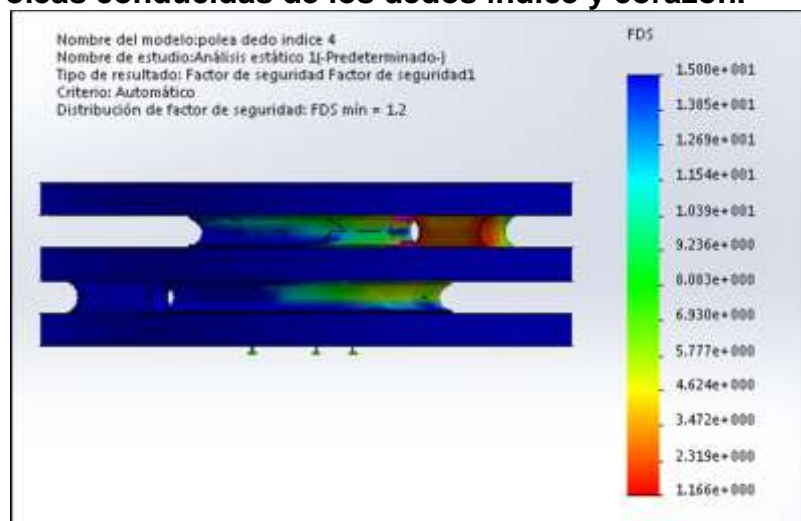
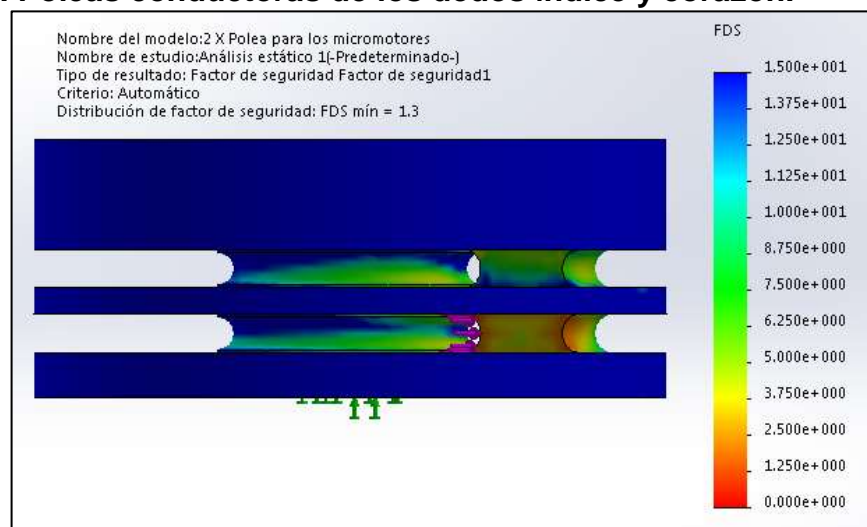


Figura 52. Poleas conductoras de los dedos índice y corazón.



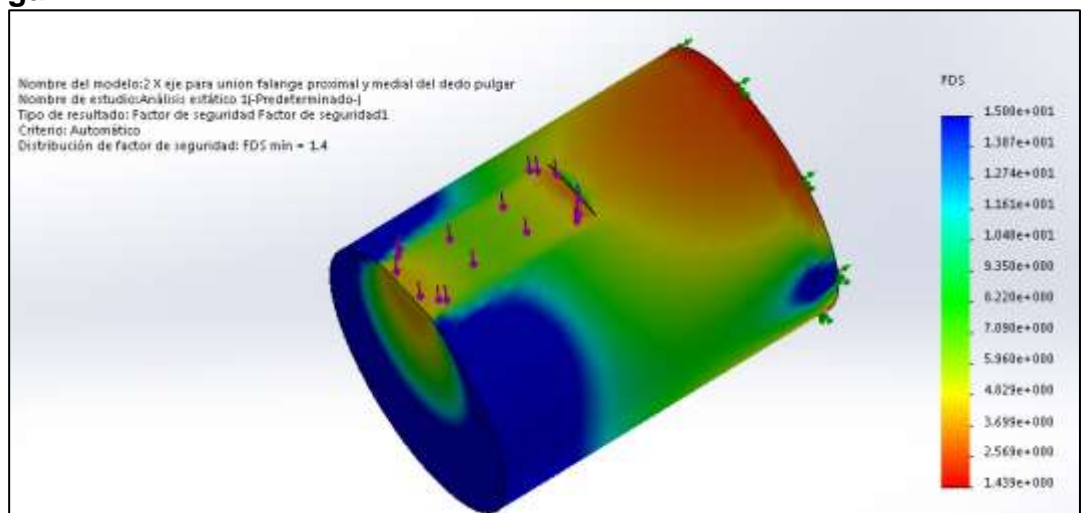
Como se puede observar en los resultados de las simulaciones realizadas en Solidworks, los factores de seguridad mínimos alcanzados con una fuerza máxima de 62,8 [N], indican que el elemento soportara satisfactoriamente la fuerza realizada sobre él, dando así el visto bueno al diseño planteado.

La forma particular que se observa en la Figura 52, para las poleas que se alojan en los micro-motores, responden a correcciones en el diseño de las mismas, en cuanto a un problema de desgaste prematuro en el cubo, el cual se podía evidenciar en prototipos manufacturados en operación.

Ejes

De igual forma se hace un análisis por elementos finitos para los ejes que servirán de unión entre las diferentes partes de la prótesis planteada. Encontrando el más crítico con un factor de seguridad de 1.4, como se puede observar en la Figura 53:

Figura 53. Eje par para la unión de la falange próxima y medial del dedo pulgar.



Palma

Bajo las condiciones de contorno ya presentadas se estudió el comportamiento estático del miembro estructural más importante de la prótesis, la palma, la cual servirá como bastidor del proyecto en desarrollo; cabe destacar que las

condiciones de contorno reales a las cuales se enfrentará el dispositivo plantean requerimientos muy por debajo de los establecidos en el análisis, ya que en la actualidad la mayoría de prótesis mioeléctricas, operan bajo condiciones de carga reducida.

Después de varios prototipos manufacturados de este elemento, vital para la prótesis, se llegó a la formulación final de la configuración que debe tener como se puede observar en las Figuras 54 y 55.

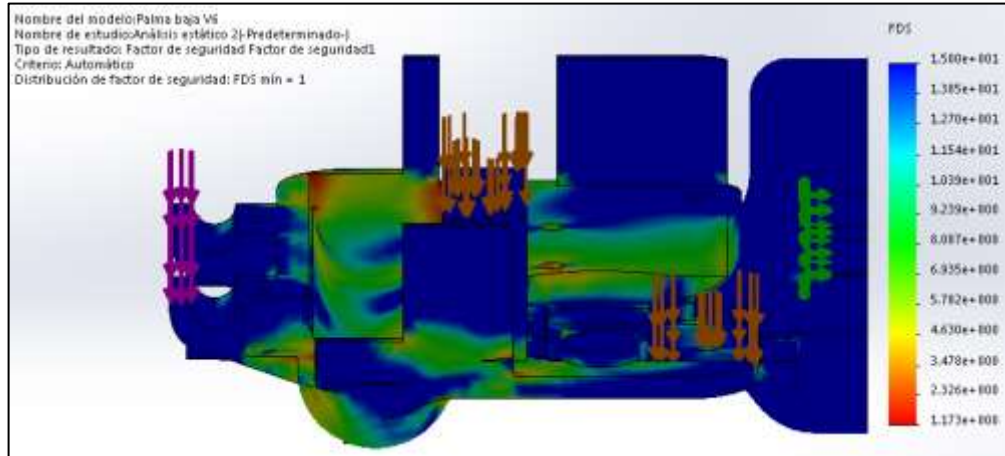
Figura 54. Diseño final de la palma para la prótesis.



Figura 55. Diseño final de la palma para la prótesis.



Figura 56. Palma bastidor de la prótesis.



Del análisis planteado se puede observar que el factor de seguridad mínimo con el que se cuenta es de 1.17, el cual se aproxima a 1.2 para fines prácticos; así mismo se recuerda que bajo las condiciones reales de operación la prótesis no debería encontrarse sometida a este tipo de cargas (Figura 56).

Dedo pulgar

A continuación se plantea el rediseño del dedo pulgar y su análisis por elementos finitos, así como el análisis plantado para las falanges distales y mediales de los dedos índice y del medio.

Dado que los requerimientos del dedo pulgar son los más exigentes de los tres dedos, se propone un prototipo robusto capaz de soportar las cargas a las cuales será sometido; se plantea su rediseño y correspondiente análisis de elementos finitos (Figura 57 -59).

Figura 57. Rediseño del dedo pulgar.

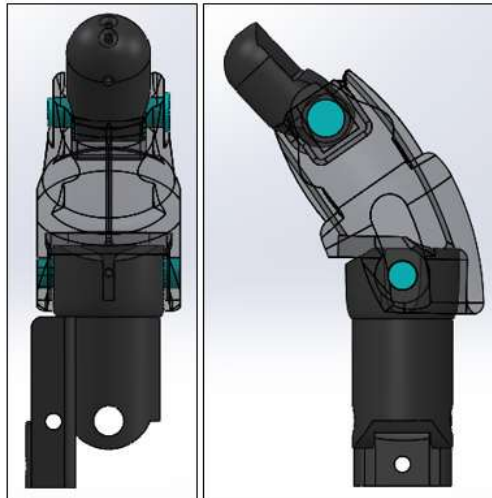


Figura 58. Análisis estático por elementos finitos de la falange medial del dedo pulgar.

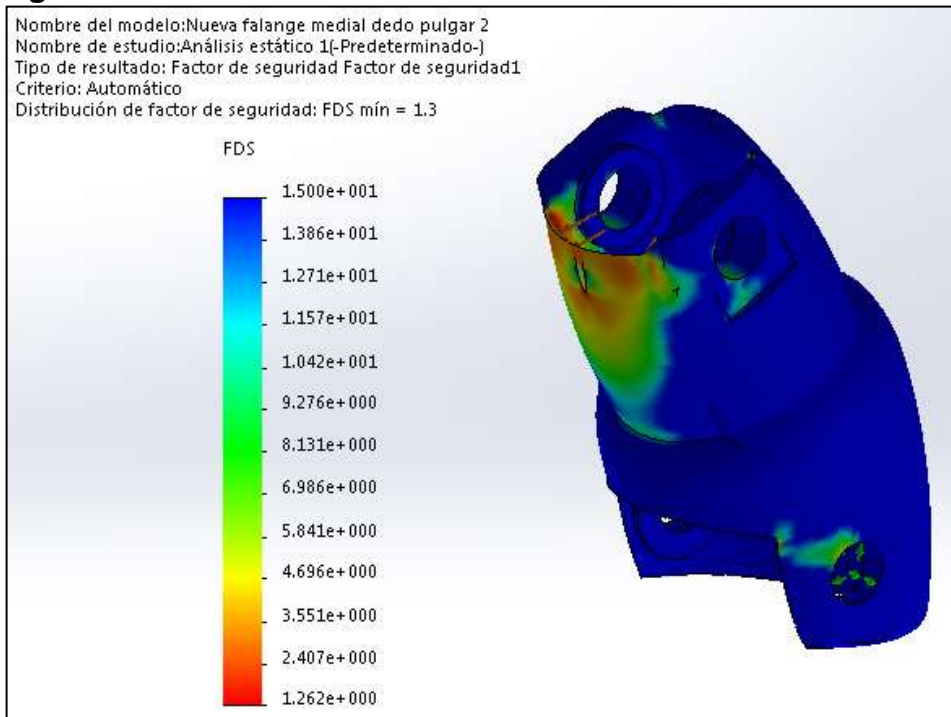
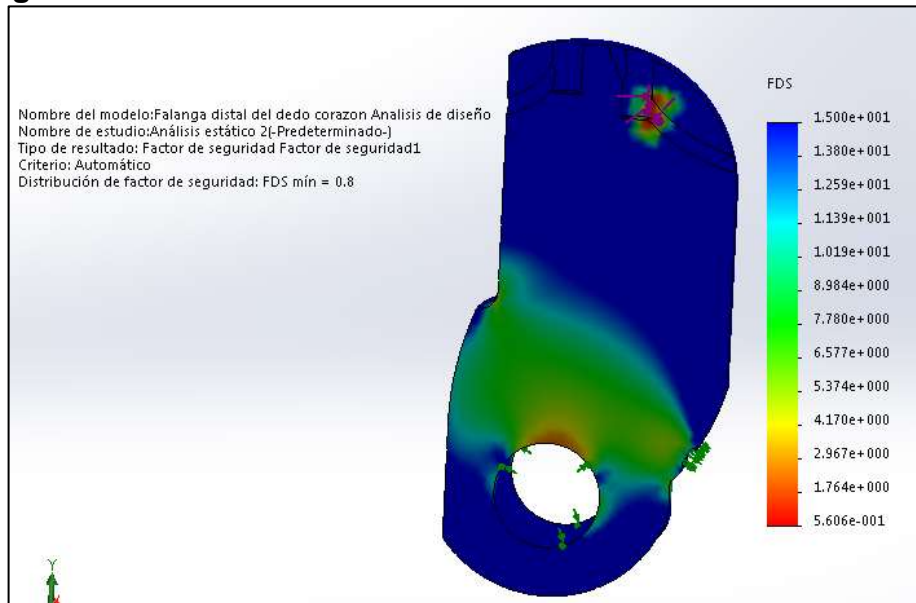


Figura 59. Análisis estático por elementos finitos de la falange distal del dedo pulgar.



En este caso particular se debe saber interpretar los resultados obtenidos en el análisis, ya que se puede interpretar mal y pensar que la pieza ha fallado catastróficamente bajo los esfuerzos a los cuales se ve sometida, siendo esta afirmación incorrecta, dado que lo que realmente está pasando en este caso es una deformación por aplastamiento minúscula, es decir una deformación interna no crítica para la pieza sobre la superficie de apoyo al nudo del hilo tensado.

Dedos índice y del medio

El análisis realizado para los dedos índice y corazón involucra un estudio más profundo del comportamiento estático de los elementos que componen los dedos, ya que se debe interpretar el efecto de las fuerzas sobre la falange distal para entender los valores que se llegan a alcanzar en los elementos anteriores a ésta última falange, es así como se planteó el siguiente análisis estático para determinar dichas fuerzas, las cuales nos servirán como condiciones de contorno para nuestro análisis asistido por computadora. (Figura 60 y 61)

)

Figura 60. Diagrama de cuerpo libre del dedo índice.

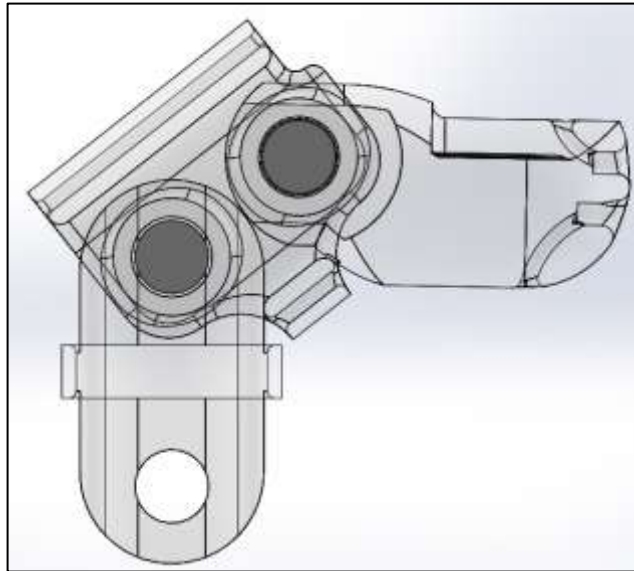
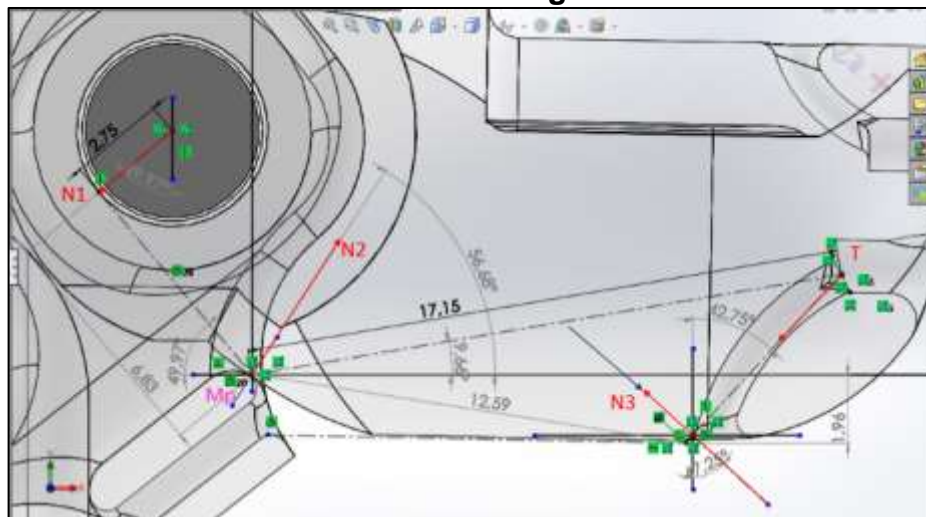


Figura 61. Análisis de fuerzas sobre la falange distal del dedo índice.



Para simplificar el cálculo se decide descomponer cada fuerza en sus componentes cartesianas para así poder operarlas con mayor facilidad, entonces

Normal 1

$$N1_x = -N1 \sin(49,97)$$
$$N1_y = -N1 \cos(49,97)$$

Normal 2

$$N2_x = -N2 \cos(56,68)$$

$$N2_y = -N2 \sin(56,68)$$

Fuerza de tensión

$$T_x = -T \sin(42,75)$$

$$T_y = -T \cos(42,75)$$

A continuación se plantea el análisis para las distancias carteristas de cada fuerza, en el plano cartesiano

Normal 1

$$DN1_x = 6,83 \cos(49,97)$$

$$DN1_y = 6,83 \sin(49,97)$$

Fuerza de tensión

$$DT_x = 17,15 \cos(9,66)$$

$$DT_y = 17,15 \sin(9,66)$$

Realizamos sumatoria de fuerzas en X

$$\text{En } X = 0$$

$$N1_x + N2_x + T_x = 0$$

Ahora realizamos sumatoria de momentos sobre el punto MP

$$M_p = 0$$

$$(N1_x)(DN1_y) + (N1_y)(DN1_x) + (T_x)(DT_y) - (T_y)(DT_x) = 0$$

Al sistema se Solidworks debemos ingresar las fuerzas en Newton, así que se plantea la conversión con las siguientes ecuaciones y se presentan los resultados obtenidos del cálculo planteado

$$T = \frac{4,58}{2 [KgF]}$$

$$T_N = 9,81 T$$

$$N1_N = 9,81 N1$$

$$N2_N = 9,81 N2$$

Resultados

$$N1 = 3,508 \text{ [KgF]}$$

$$N2 = 7,719 \text{ [KgF]}$$

$$T_N = 22,46 \text{ [N]}$$

$$N1_N = 34,41 \text{ [N]}$$

$$N2_N = 75,73 \text{ [N]}$$

Con los resultados anteriormente calculados se realiza el análisis estático por elementos finitos de la falange medial y proximal del dedo índice, para esto se debe entender la siguiente apreciación: debido a que la forma de la falange medial del dedo índice es simétrica con su plano medio horizontal, las fuerzas que se encuentran en los extremos de la misma deben ser iguales y opuestas como se muestra en las Figura 62 y 63.

Figura 62. Diagrama de cuerpo libre de la falange medial del dedo índice.

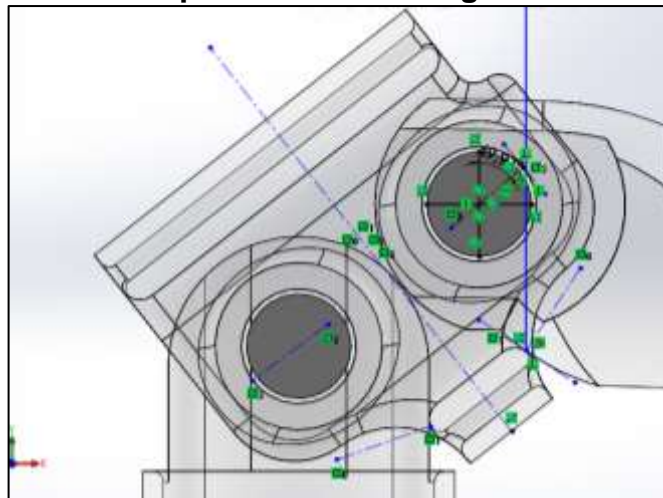
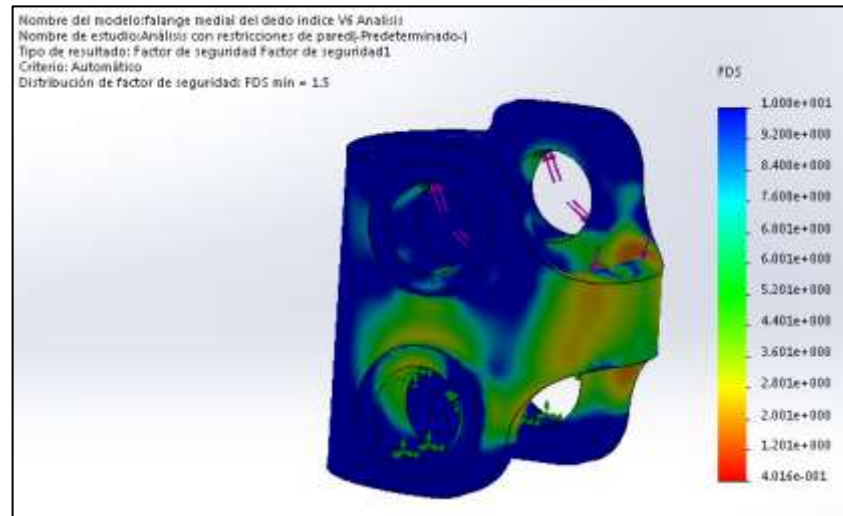


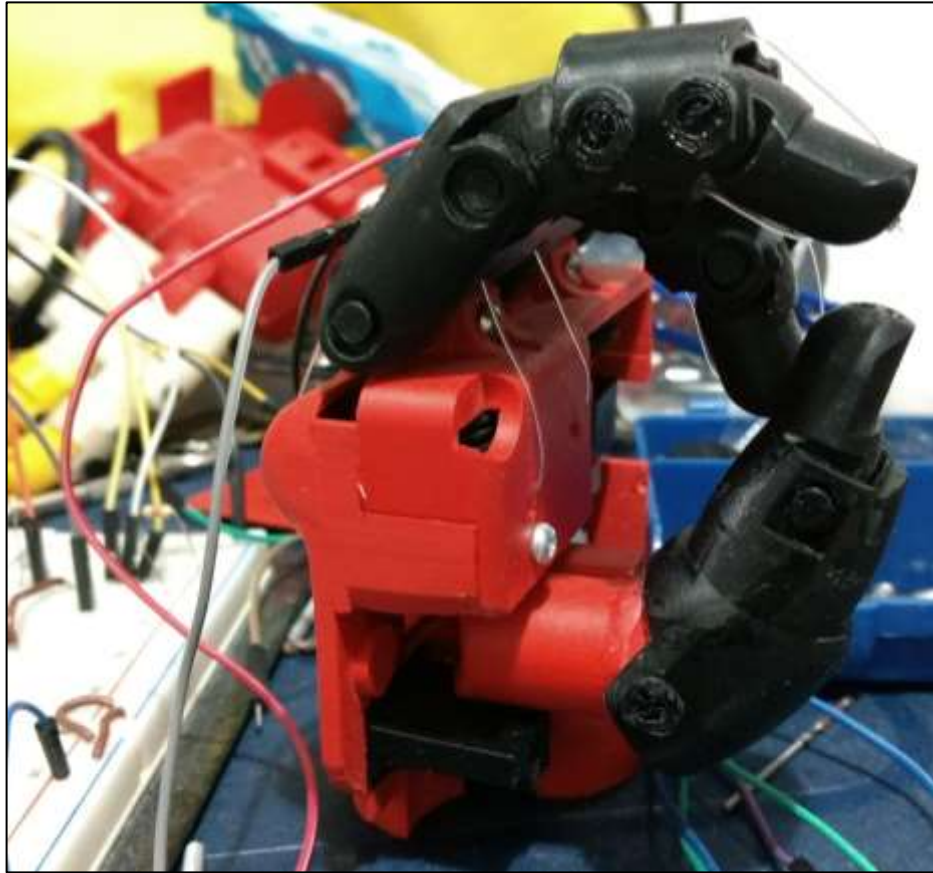
Figura 63. Análisis estático por elementos finitos de la falange medial del dedo índice.



Como conclusión del análisis planteado las piezas soportan satisfactoriamente las condiciones del contorno planteadas anteriormente, cabe mencionar que no se debería someter la prótesis a altas cargas debido a que puede presentar daño prematuro por desgaste excesivo en sus componentes críticos.

Por último se presenta el diseño final planteado para cumplir el aplicativo de prótesis mioeléctrica de miembro superior (Figura 64).

Figura 64. Diseño final planteado de prótesis mioeléctrica de miembro superior.



3.7. IMPRESIÓN 3D

Para el proceso de prototipado se utilizó una impresora 3D de tecnología FDM de alta resolución (desde 600 micras hasta 20 micras), referencia Ultimaker 2+. Esta tecnología se basa en adición de material por deposición, calentando un filamento y materializándolo en la forma deseada. Los parámetros de impresión fueron con una densidad de material del 100% y resolución de capa de 80 micras (alta resolución).

El material usado fue ABS, se selecciona dicho material por sus propiedades. ABS se utiliza para imprimir prototipos funcionales en las empresas de automoción debido a su alta resistencia y durabilidad.

Ventajas y propiedades del ABS:

- Excelentes propiedades mecánicas
- Excelente adhesión entre capas.
- Soporta temperaturas de hasta 85 °C
- Presenta los prototipos excepcionalmente fuertes y permite conseguir una estética más agradable en comparación con otros filamentos.

4. SISTEMA DE CONVERSIÓN DE SEÑALES MIOELÉCTRICAS A PULSOS

4.1. PRE-AMPLIFICACIÓN

La etapa de pre-amplificación (Figura 65) va desde la adquisición de la señal electromiográfica mediante electrodos superficiales, seguido por el amplificador de instrumentación INA128 con ganancia de 500 V/V, amplificador no inversor con ganancia de 3 para obtener una ganancia total de 1500 V/V en esta primera etapa. [22]

Figura 65. Esquemático de la etapa de Pre-amplificación

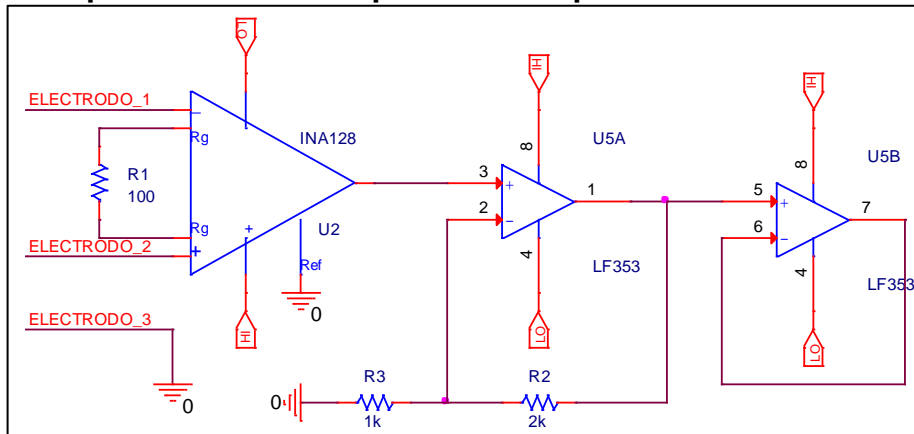
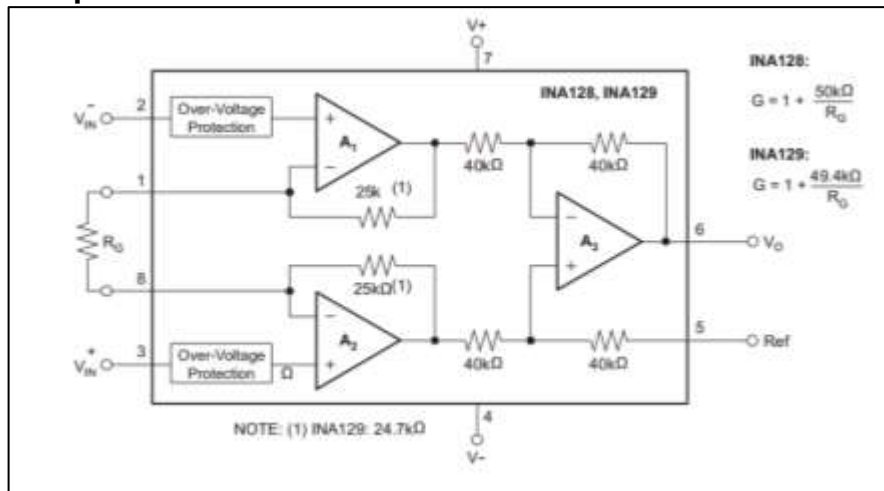


Figura 66. Esquema de conexión del INA128/139.



Fuente: Texas Instruments. www.ti.com

La ganancia del INA128 como se muestra en la Figura 66 está dada por la resistencia R_G la cual está conectada entre los pines 1 y 8 de este. Esta se define de acuerdo a la siguiente fórmula para el INA128. [22]

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$$

Para tener una ganancia de 500 V/V:

$$500 = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$$

En donde despejando R_G encontramos:

$$R_G = 100,2 \Omega.$$

Para el caso del amplificador no inversor la ganancia es:

$$G = 1 + \frac{R_3}{R_2} = 1 + \frac{2K}{1K} = 3 V/V$$

Teniendo así una ganancia Total de la primera etapa de Amplificación de 1500 V/V.

4.2. FILTRO PASA BANDAS

El filtro Pasa bandas se diseña para permitir el paso de señales cuyas componentes de frecuencia estén entre 20Hz y 500Hz, el cual es el rango de frecuencias típico de una Señal EMG [23].

Para la primera parte del circuito (filtro pasa bajas) la frecuencia de corte (F_c) en de 500Hz, con este valor de frecuencia y tomando como valor base $C_1=0,1\mu F$ se procede al diseño del filtro. [23]

$$C_1 = 0,1 \mu F$$

Para el filtro pasa bajas:

$$C_2 = 2 * C_1 = 0,2 \mu F$$

Valor comercial aproximado:

$$R1 = R2 = \frac{0,707}{2\pi * Fc * C1} = \frac{0,707}{2\pi * 500 * 0,1\mu F} = 2,25K\Omega$$

Valor comercial aproximado:

$$R1 = R2 = 2,2 K\Omega$$
$$R3 = 2 * R1 = 4,4 K\Omega$$

Valor comercial aproximado:

$$R3 = 4,7 K\Omega$$

Para la parte pasa altas, la frecuencia de corte es de 20Hz, con la cual se procede al cálculo de los valores de los elementos de filtro [12]:

$$C4 = C3 = 0,1\mu F$$
$$Rf = R6 + R7 = 115K\Omega$$
$$Ri = R4 + R5 = \frac{1,414}{2\pi * Fc * C4}$$
$$Ri = R4 + R5 = \frac{1,414}{2\pi * 20 * 0,1\mu F}$$
$$Ri = 112,5 K\Omega$$

Para obtener el valor comercial cercano:

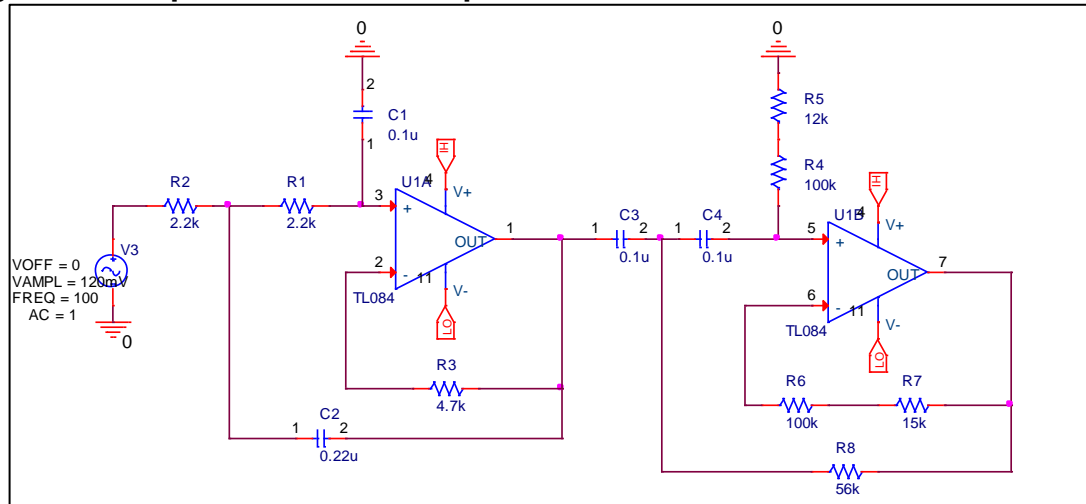
$$R4 = 12K\Omega, R5 = 100K\Omega$$
$$R8 = \frac{1}{2 * Ri}$$
$$R8 = \frac{1}{2 * 112,5 K\Omega}$$
$$R8 = 56,5 K\Omega$$

Valor comercial cercano:

$$R8 = 56 K\Omega$$

Uniendo los filtros pasa altas y pasa bajas se obtiene el esquemático completo del Filtro Pasa Bandas como se muestra en la Figura 67.

Figura 67. Esquemático del filtro pasa bandas.

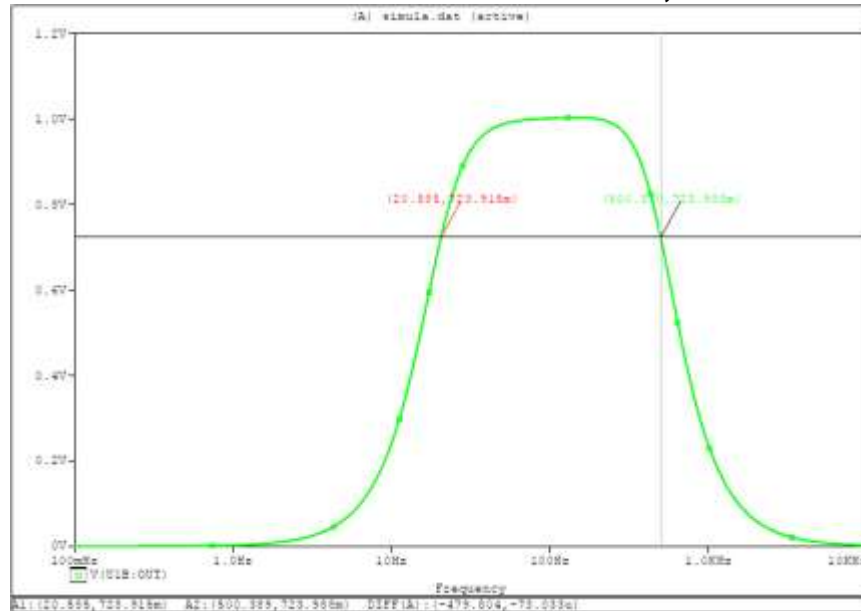


Simulación del filtro pasa bandas.

Para saber el correcto funcionamiento del filtro mediante Simulación se hace un barrido en frecuencia desde los 0,1Hz hasta los 10KHz tanto para la ganancia lineal como para la ganancia logarítmica que hace posible la inspección de las frecuencias de corte.

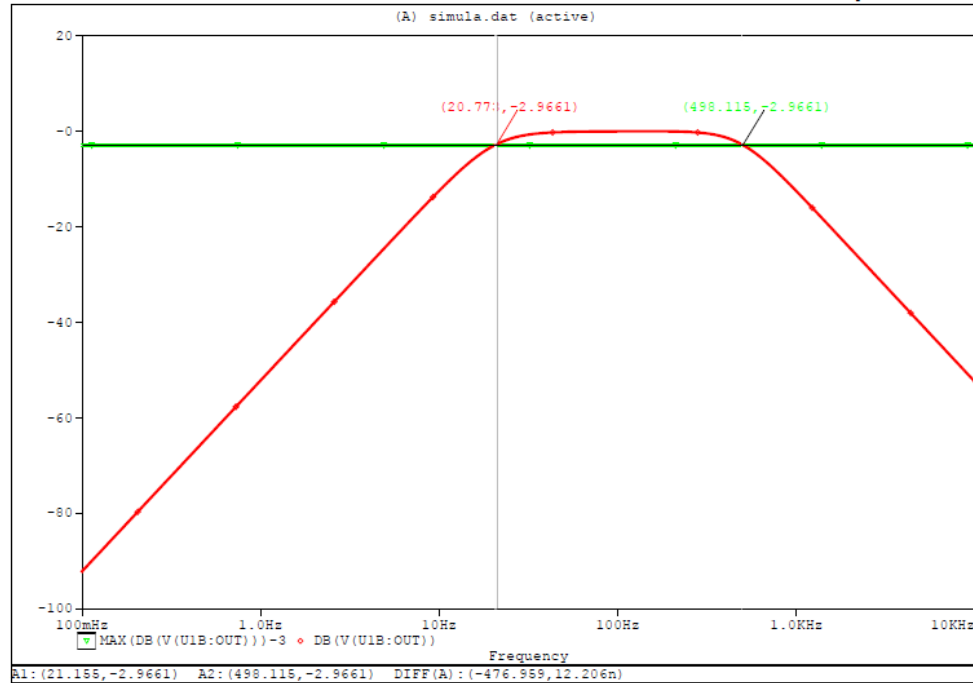
En las Figuras 68 y 69 se puede observar las respectivas simulaciones del filtro pasa bandas (lineal y en dB).

Figura 68. Resultados simulación Filtro Pasa Bandas, escala lineal.



El resultado de la simulación indica que para la topología y los dispositivos empleados las frecuencias de corte del filtro serán de 20,77 Hz y 498,1 Hz según se ve en la Figura 69. Estas frecuencias de corte no son exactas a las que se habían planteado en el diseño inicial dado que los valores de algunas resistencias y capacitores se deben aproximar a valores comerciales para el momento de su respectiva implementación.

Figura 69. Resultados de Simulación Filtro Pasa Bandas (en dB).

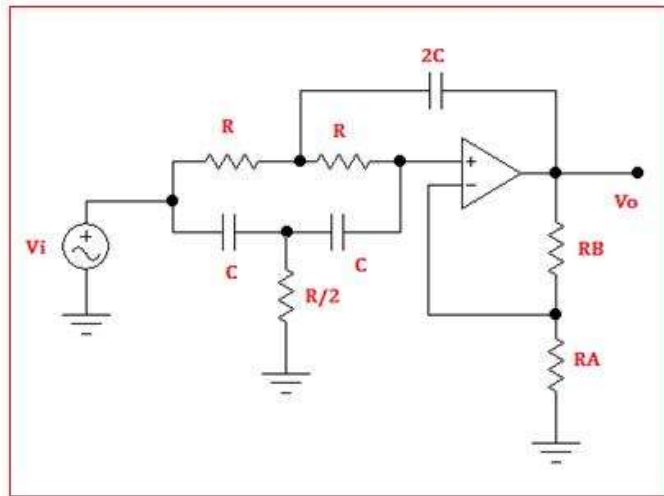


4.3. FILTRO NOTCH Y AMPLIFICADOR INVERSOR

Para el Filtro Notch se decide escoger la topología KRC cuya principal característica es el uso de un solo Amplificador Operacional reduciendo así el tamaño del circuito y cumpliendo su especificación principal, el rechazo de la banda alrededor de la frecuencia de la red en Colombia (60 Hz) (Figura 70) [24].

Parámetros para el diseño: $f_0=60\text{Hz}$, Ancho de Banda $BW=5\text{Hz}$, tomando $C=1\mu\text{F}$. [24]

Figura 70. Filtro KRC Rechaza Banda Notch.



Fuente: http://ceduvirt.net/joomla/index.php?option=com_content&view=article&id=151&Itemid=143

$$\omega_0 = \frac{1}{R * C}$$

$$R = \frac{1}{\omega_0 * C} = \frac{1}{2\pi * 60 * 1\mu\text{F}}$$

$$R = 2,65\text{K}\Omega, \text{ valor comercial aproximado: } \mathbf{R = 2,7\text{K}\Omega}$$

$$\frac{R}{2} = 1,35\text{K}\Omega, \text{ valor comercial aproximado: } \mathbf{\frac{R}{2} = 1,3\text{K}\Omega}$$

$$2C = 2\mu\text{F}, \text{ valor comercial aproximado } \mathbf{2C = 2,2\mu\text{F}}$$

$$BW = \frac{f_0}{Q}$$

$$Q = \frac{f_0}{BW} = \frac{60}{5}$$

$$\mathbf{Q = 12}$$

$$Q = \frac{1}{(4 - 2K)}, 12 = \frac{1}{(4 - 2K)}$$

$$\mathbf{K = 1,96 = H_0}$$

$$K = 1 + \frac{R_b}{R_a}, 1,96 = 1 + \frac{R_b}{R_a}$$

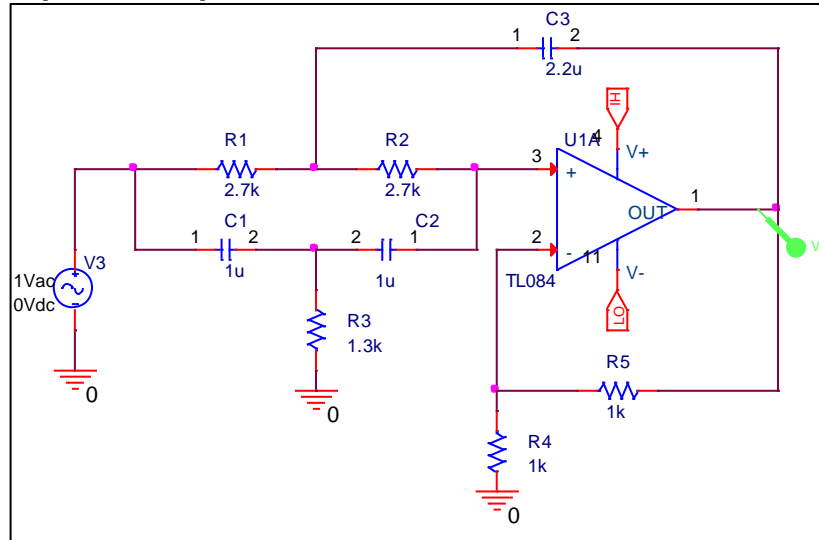
$$\frac{R_b}{R_a} = \mathbf{0,96}$$

Tomando Ra = 1KΩ

Rb = 0,96KΩ, valor comercial aproximado: **Rb = 1KΩ**
 Teniendo el diseño se procede a la simulación (Figura 71):

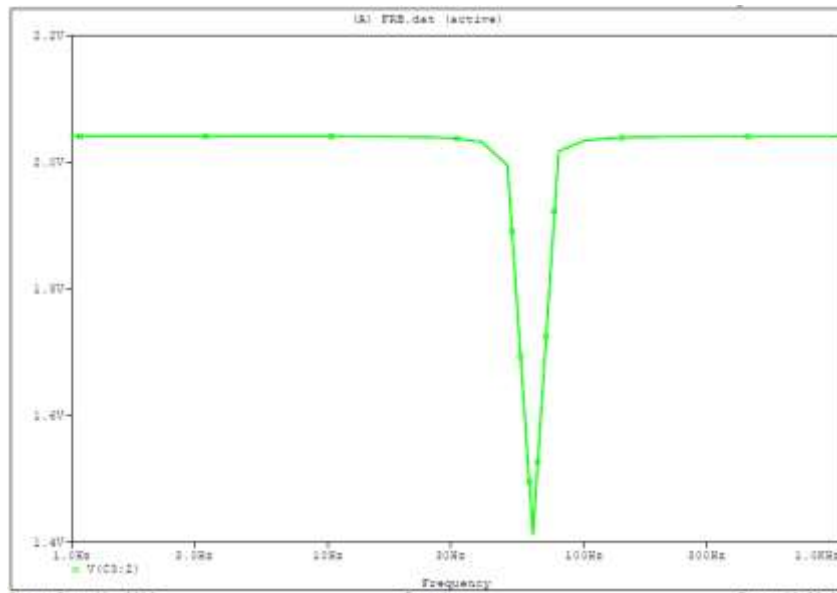
Simulación del filtro Notch.

Figura 71. Esquemático para la simulación del Filtro Notch.



En la Figura 71 se presenta el resultado de la simulación para un barrido en frecuencia, en donde se evidencia el rechazo de las componentes de frecuencia alrededor de los 60 Hz.

Figura 72. Resultado de Simulación del Filtro Notch.



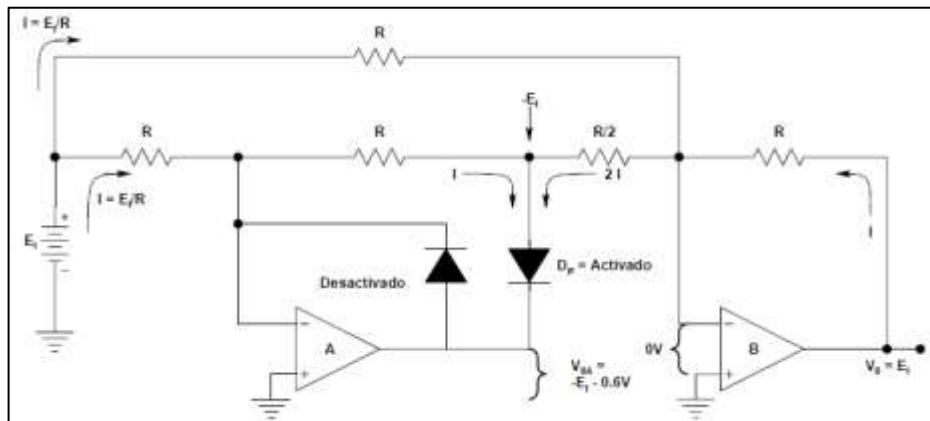
4.4. RECTIFICADOR DE PRECISIÓN DE ONDA COMPLETA

Los rectificadores convencionales diseñados a partir de diodos tienen una limitación importante en la rectificación de tensiones pequeñas, la cual se debe a la caída de tensión presente en estos cuyos valores típicos están entre los 0.6 y 0.7[V]. Al ser las señales electromiográficas de tensiones por debajo del valor de la tensión de caída de los diodos lo mejor es diseñar un rectificador de precisión a partir de amplificadores operacionales y diodos comunes que puedan rectificar señales de entrada por el orden de los milivoltios [mV].[25]

Para este caso se implementó un rectificador de precisión de entradas sumadoras. Para las entradas positivas el operacional A invierte E_i (Figura 73). El amplificador operacional B suma la salida A y E_i , para dar una salida de circuito $V_o = E_i$. En el caso de las entradas negativas como se ve en la Figura 71, el amplificador operacional B invierte $-E_i$ y la salida V_o del circuito es $+E_i$. [25]

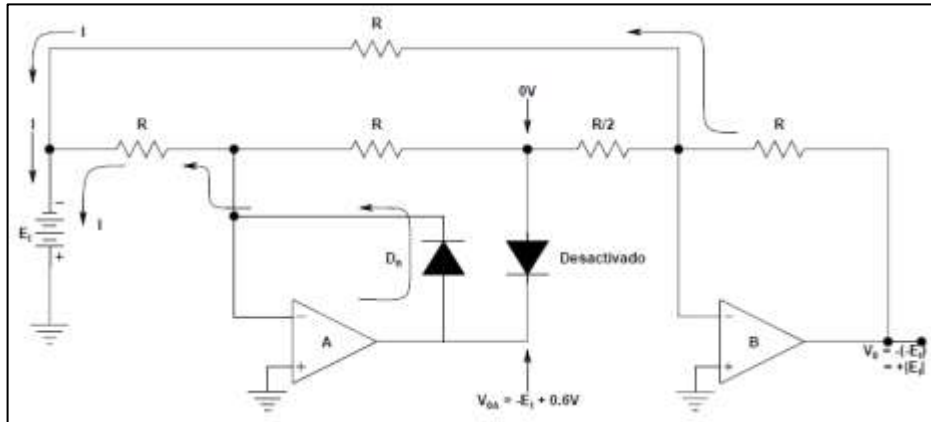
Es por esta razón que la salida del circuito V_o es positiva e igual al valor absoluto de la entrada. [25]

Figura 73. Comportamiento del rectificador de precisión durante las entradas positivas.



Fuente: Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales de Coughlin. [25]

Figura 74. Comportamiento del rectificador de precisión durante las entradas negativas.



Fuente: Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales de Coughlin. [25]

Simulación del rectificador de precisión de onda completa

Para la simulación del rectificador de onda completa como se muestra en la Figura 75, retomamos algunas de las características propias de la señal electromiográfica. Por esta razón la señal de entrada va a ser de tipo seno con una frecuencia de 500Hz, la cual es la frecuencia típica máxima para el espectro de la señal EMG. Además se simula con una tensión de entrada baja de 100mV la cual es característica de una señal EMG previamente amplificada. (Figura 75)

En la Figura 76 se puede observar el resultado de la simulación del rectificador de precisión de onda completa.

Figura 75. Esquemático para la simulación del Rectificador de Precisión de Onda Completa.

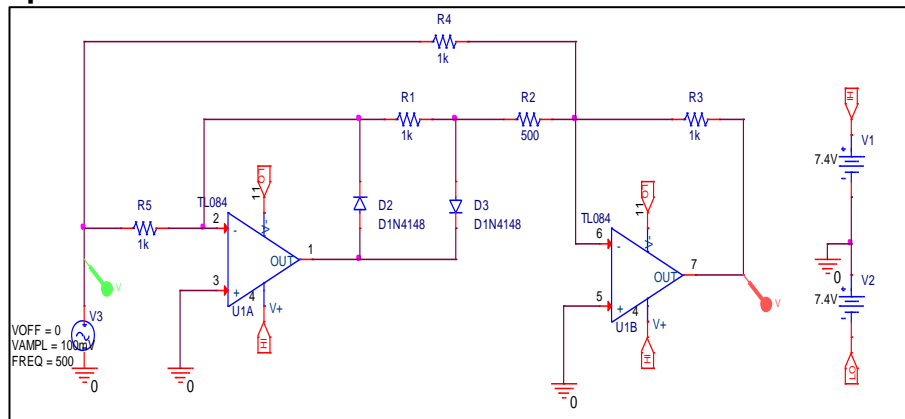
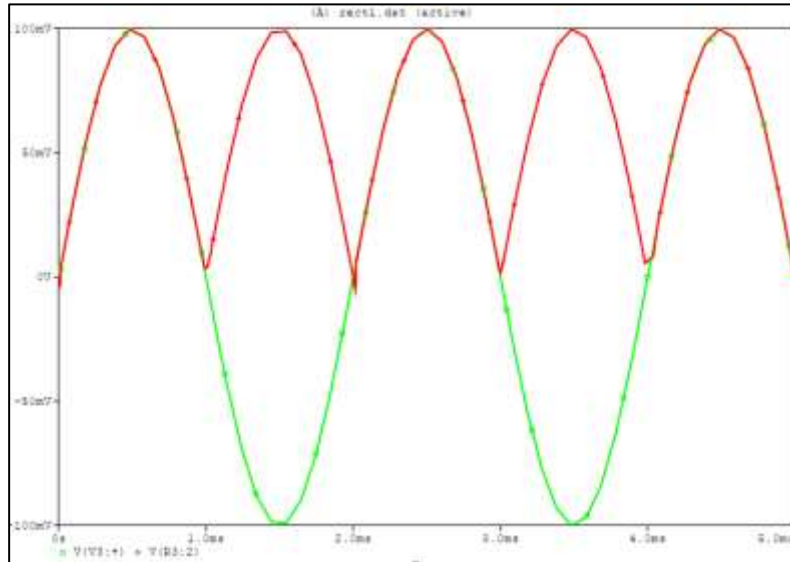


Figura 76. Resultado de la simulación del rectificador de precisión de onda completa.



En la Figura 76, se evidencia el correcto funcionamiento del rectificador de precisión a nivel de tensión y frecuencia típicas de una señal electromiografía.

4.5. INTEGRADOR

Para el diseño del integrador hay que tener en cuenta el ancho de banda del circuito que hasta el momento está dado por el filtro pasa banda, de ahí calculamos la frecuencia central que se obtiene de la siguiente manera. [23]

$$F_{\text{promedio}} = \frac{500 + 20}{2} = 260 \text{ [Hz]}.$$

Con esta frecuencia hallamos el tiempo de carga del condensador del integrador es cual es de aproximadamente 5 veces el “tao” del circuito RC.

$$\begin{aligned} \tau &= R * C \\ T_{\text{carga}} &= 5 * \tau = 5 * R * C \\ T_{\text{carga}} &= \frac{1}{F_{\text{promedio}}} = \frac{1}{260} = 3.84 \text{ [ms]} \end{aligned}$$

Asumiendo una capacitancia de 0.1uF, calculamos el valor de la resistencia.

$$R = \frac{T_{carga}}{5 * C} = \frac{3.84ms}{5 * 0,1\mu F} = 7,68 [k\Omega]$$

Valor comercial aproximado: **R = 8,2 [kΩ]**

Simulación del circuito Integrador

El circuito integrador tiene una característica y es que al implementar en su topología principal en la cual solo está la capacitancia entre la entrada inversora y la salida del Amplificador Operacional se satura, por esta razón tenemos que limitar esta Tensión en la salida con una resistencia de valor alto en paralelo al capacitor [26]. (Figura 77)

En la Figura 78 se puede observar el resultado de la simulación del circuito Integrador.

Figura 77. Simulación Circuito Integrador.

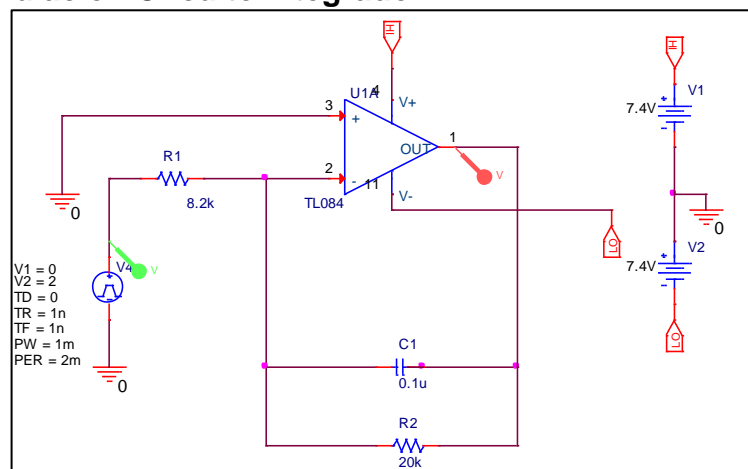
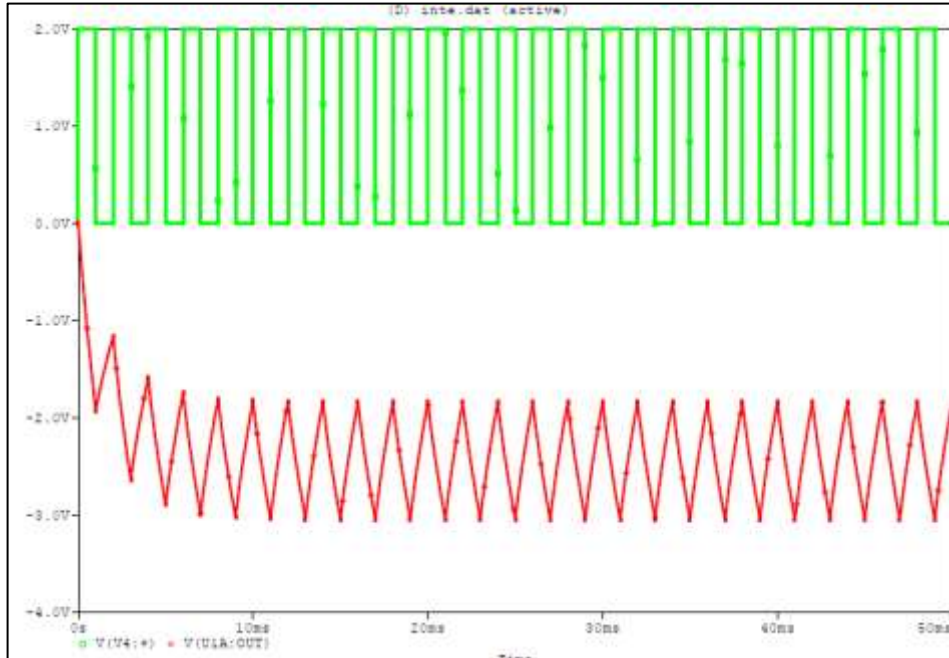


Figura 78. Resultado de la simulación del Circuito Integrador.



4.6. FILTRO PASA ALTAS Y AMPLIFICADOR INVERSOR

Al quedar una componente de DC después de la etapa integradora se hace necesario diseñar un filtro pasa altas (Figura 79) que la elimine, y de esta forma la señal quede sin componente de DC y seguir así su procesamiento analógico. La frecuencia de corte del filtro será $f_c=0.3$ [Hz]. [23]

Asumiendo una capacitancia:

$$C = 6,8 \text{ [uF]}$$

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

Despejando R de 17:

$$R = \frac{1}{2\pi * C * f_c} = \frac{1}{2\pi * 0,3\text{Hz} * 6,8\text{uF}}$$

$$R = 78 \text{ [k}\Omega\text{]}$$

Valor comercial más cercano:

$$R = 84,2 \text{ [k}\Omega\text{]}$$

Para obtener este valor de resistencia se suman una de 82k y la otra de 2.2k, y el valor de capacitancia como están en paralelo se da de la suma de un capacitor de 2.2uF y el otro de 4,7uF. [23]

En la Figura 80 se puede observar el resultado de la simulación del filtro pasa altas con $f_c = 0.3$ [Hz].

Simulación del filtro pasa altas

Figura 79. Esquemático para simulación del filtro pasa altas.

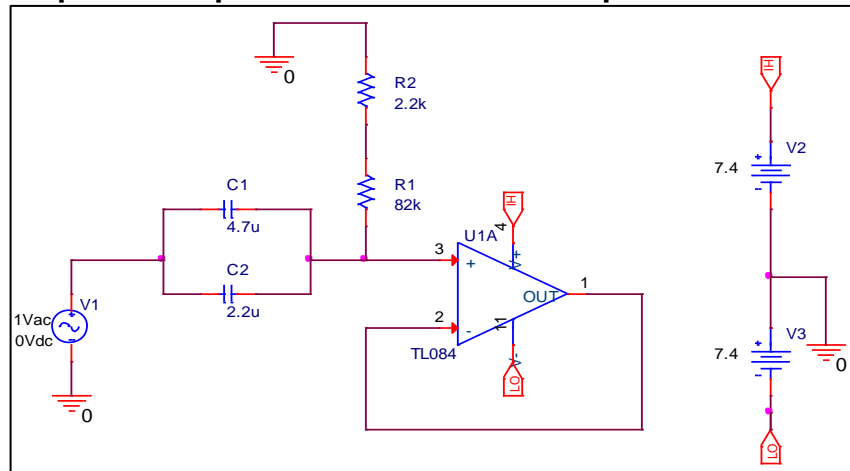
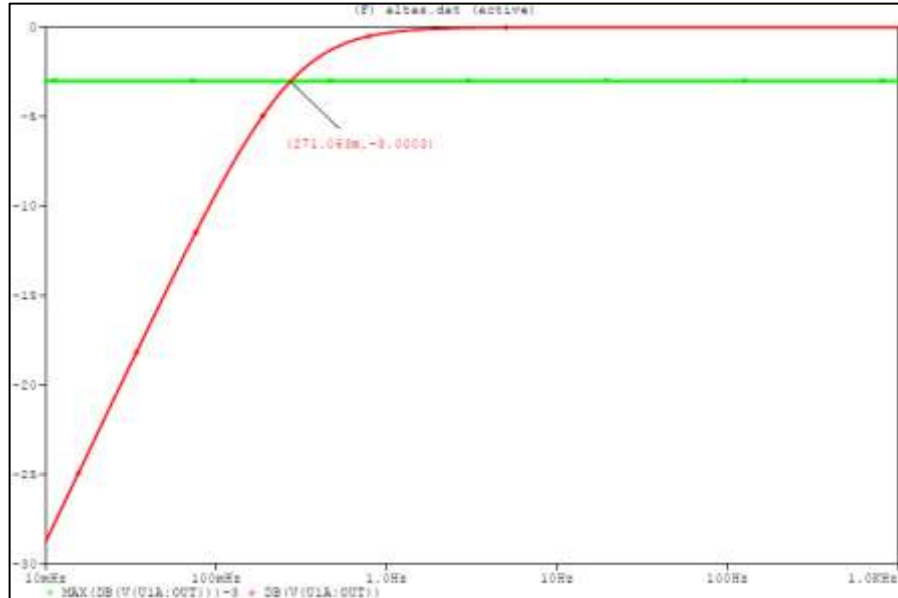


Figura 80. Resultado de la simulación del filtro pasa altas con $f_c=0.3$ [Hz].

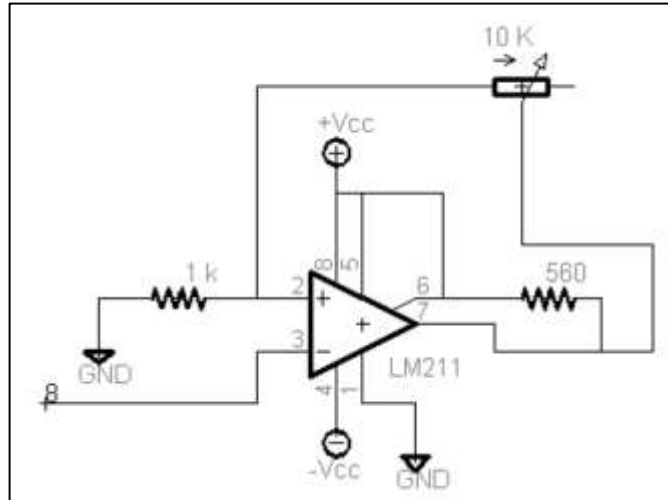


En la Figura 80, como resultado de la simulación obtenemos que para valores comerciales de resistencias y capacitancias, la frecuencia de corte fue de 0,271 Hz, eliminando así la componente de DC generada por el circuito integrador.

4.7. DETECTOR DE UMBRAL

El detector de umbral o comparador consiste en cotejar dos tensiones, obteniéndose como resultado dos posibles situaciones, correspondientes a dos niveles lógicos alto o bajo, dependiendo del nivel de referencia dada por el ajuste del trimmer de 10K. [23] (Figura 81)

Figura 81. Esquema de detector de Umbral con LM311.



Fuente: Diseño y Construcción de un sistema de instrumentación y control para una prótesis mioeléctrica de miembro superior [23].

Simulación del detector de umbral

Para la simulación del detector de umbral (Figura 82), se escoge un valor fijo de resistencia para el trimmer de 10k, para este caso el valor escogido fue de 4k. A medida que esta resistencia cambia, el nivel de referencia del detector de umbral cambia y por lo tanto cambia el ancho del pulso.

En la Figura 83 se puede observar el resultado de la simulación del detector de umbral.

Figura 82. Esquemático para simulación del detector de umbral.

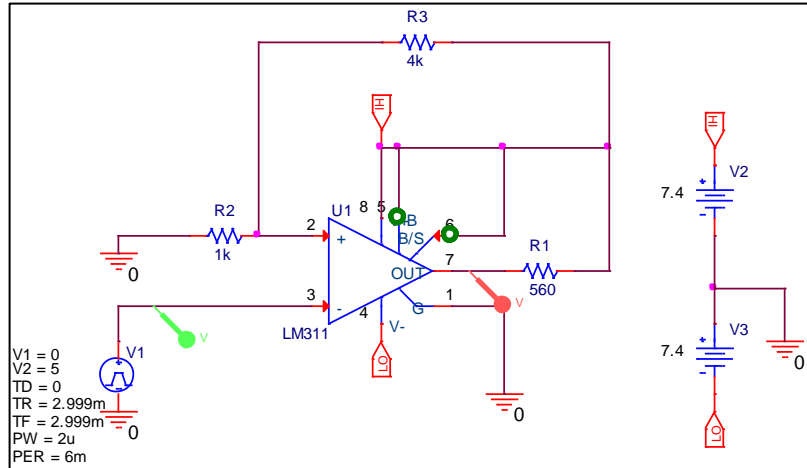
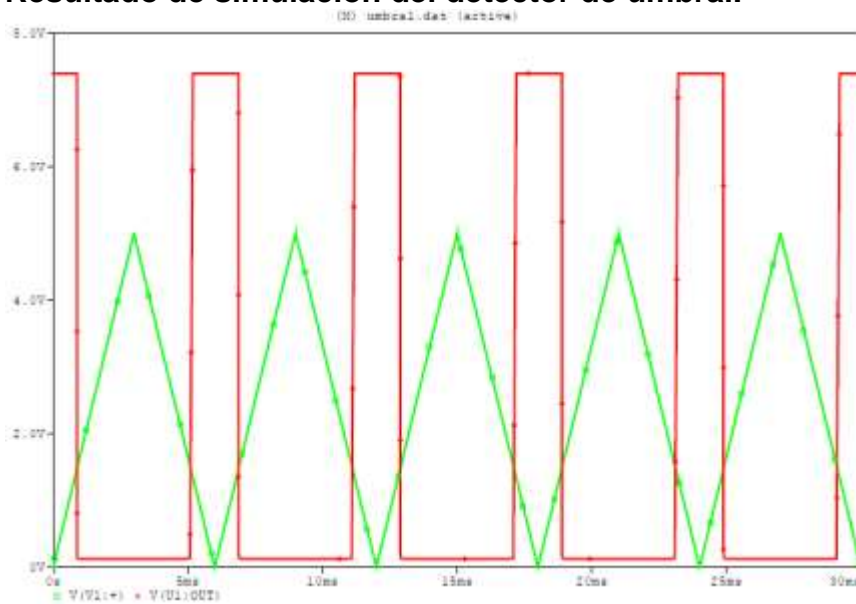


Figura 83. Resultado de simulación del detector de umbral.

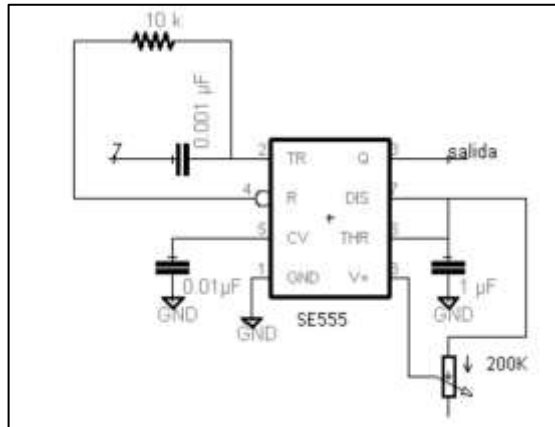


En la Figura 83 83, se evidencia que el nivel de referencia para una resistencia de 4k esta aproximadamente en 1.6 V. Para entradas con niveles de tensión menor a estos, el circuito da como salida la tensión de alimentación del Opam (1 lógico), y para niveles de tensión mayor será de 0V (o lógico).

4.8. MONOESTABLE CON 555.

El monoestable es un circuito encargado de entregar a su salida un solo pulso cuyo ancho es establecido por quien lo diseña. El tiempo de duración del pulso depende directamente de una capacitancia y resistencia que para la Figura 84 son el capacitor de 1uF y el trimmer de 200kΩ. [23]

Figura 84. Esquemático del circuito monoestable.



Fuente: Diseño y Construcción de un sistema de instrumentación y control para una prótesis mioeléctrica de miembro superior [23]

La fórmula para calcular el tiempo de duración del pulso (en nivel alto) es la siguiente [27]:

$$T = 1.1 * R1 * C1$$

Dado el capacitor C1 despejo R1:

$$R1 = \frac{T}{1.1 * C1 * T}$$

Como se desea ajustar el trimmer de manera que la duración de 200ms, hallamos el valor de la resistencia para ese tiempo:

$$R1 = \frac{200ms}{1.1 * 1u}$$
$$R1 = 181,82 [k\Omega]$$

Simulación del circuito monoestable

En la Figura 85 se muestra la simulación del circuito monoestable y en la Figura 86 el respectivo resultado de simulación.

Figura 85. Esquemático para simulación del circuito monoestable.

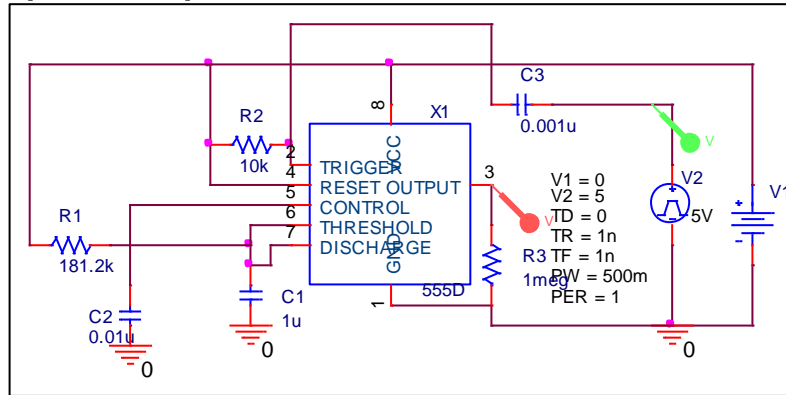
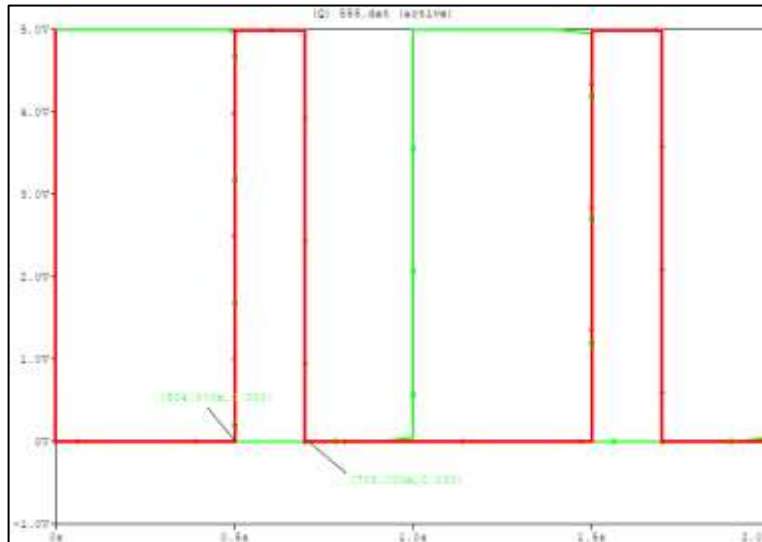


Figura 86. Resultado de simulación del circuito monoestable.



En la Figura 86, se ve que el ancho de pulso para el monoestable es de 204ms el cual es una muy buena aproximación para el momento de implementar el convertidor de EMG a pulsos.

5. DISEÑO Y MANUFACTURA DEL SOCKET

5.1. SISTEMA DE ACOPIO MUÑÓN-PRÓTESIS (SOCKET)

Se realizó un proceso exhaustivo de investigación de las tecnologías empleadas en el desarrollo de este tipo de aditamentos y se encontró que en la actualidad el campo manufacturero de sockets para prótesis tanto de miembro superior como de miembro inferior, está siendo ampliamente estudiado en aras de garantizar cada vez un mayor confort para el paciente, debido al nivel de especialización y experiencia necesarias para el desarrollo de los mismos, ya que la aceptabilidad y viabilidad de la prótesis recae directamente en el correcto desarrollo de éste elemento.

La investigación realizada dió como fruto en primer instancia, al acercamiento con entidades especializadas en el desarrollo de este tipo de elementos, como lo es el laboratorio de tecnologías 3D de la escuela de diseño industrial de la Universidad Industrial de Santander, en donde se dió inicio a un proyecto de diseño, en el cual se pretende evaluar la viabilidad de ejecutar el proceso de manufactura de un socket para una prótesis de miembro superior a un nivel de amputación trasradial, implementado tecnologías nuevas como lo son el escáner 3D y la impresión 3D, y comparar los resultados obtenidos con los obtenidos con el método convencional que se ejecuta actualmente.

Junto con el presente se logró llevar a cabo una jornada de modelado 3D del muñón, en la cual se empleó 2 tipos de escáner 3D, el escáner GoScan Creaform (Figura 87) y el escáner Sense scan (Figura 88).

Figura 87. Proceso de escáner 3D, con escáner GoScan Creafom.



Figura 88. Proceso de escáner 3D, con escáner Sense scan.



Así mismo la investigación dio como fruto a la documentación de primera mano y a puerta cerrada, del proceso de manufactura de estos elementos que se lleva a cabo en la multinacional especializada en todo tipo de prótesis y órtesis, Ottobock; en la cual se pudo evidenciar y llevar una documentación de todo el proceso que ejecutan los protesistas de la multinacional al momento de manufacturar un socket para una prótesis mecánica y mioeléctrica.

En ottobock se observó el proceso de elaboración de un socket, para un paciente con una amputación transradial, el paciente tenía menos de 6 meses desde el

momento del accidente, en el proceso se siguieron los siguientes pasos, (Figura 89).

Figura 89. Muñón de paciente de Ottobock seccional Bucaramanga.



Este proceso se divide en dos fases, la toma del molde del socket y la plastificación del mismo.

Para la toma del molde se siguen los siguientes pasos, (Figura 90):

1. Cubrir el muñón con una media velada color claro (preferiblemente blanco).
2. Marcación con pequeñas láminas de yeso las prominencias óseas y puntos de presión como: cóndilos, codo, terminación del hueso en la punta del muñón.
3. Marcación con lápiz acuareable las prominencias sobre las zonas resaltadas.
4. Recubrimiento y moldeo con vendas de yeso del muñón del paciente.
5. Extracción del molde para el socket.

Figura 90. Proceso de construcción del molde en yeso en Otto bock.



Con el molde listo y totalmente seco, se procede a plastificar el socket. En este caso se realizó con el método de “plastificado por gota”, siguiendo los siguientes pasos (Figura 91):

1. Hacer el positivo del socket, llenando con yeso del molde obtenido de la fase anterior.
2. Limar con escofina plana y redonda hasta obtener una superficie homogénea.
3. Comprobar medidas de acuerdo a las tomadas al paciente.
4. Pulir y en caso de ser necesario añadir yeso en los puntos de presión y terminaciones óseas.
5. Cubrir con media velada de color claro.
6. Calentar el plástico en el horno hasta que se genere la “gota” y sobreponer sobre el molde.
7. Aplicar vació, cortar y pulir.

Figura 91. Proceso de plastificado de socket.



Por último el proceso de investigación concreto la colaboración de un protesista interesado en el proyecto desarrollado, es así como tras varias reuniones y sesiones de trabajo se logra obtener el socket a medida del paciente, a continuación se hace una breve descripción del proceso efectuado para llevar a cabo la elaboración del socket.

En primer instancia se realizó una evaluación física del estado del muñón, corroborando la capacidad de movimiento que posee el mismo, en seguida se procedió a marcar los cóndilos del paciente que serán los puntos neurálgicos de apoyo para la prótesis, así como los extremos del radio y cubito del mismo, puesto que son puntos vitales en los cuales hay que asegurar una liberación de espacio, evitando que se vuelvan puntos de presión que causen posteriormente daño físico por uso al paciente, como se puede apreciar en la Figura 92.

Figura 92. Marcación de puntos importantes para la manufactura del socket.



Seguidamente del proceso de marcación de los puntos importantes del muñón del paciente, se procede a realizar un proceso de moldeo con vendas de yeso sobre el muñón del paciente, buscando siempre dar forma a un primer modelo de socket, el cual posteriormente será utilizado como negativo para la recreación del muñón del paciente, y éste a su vez ser utilizado para realizar el proceso de plastificado, por termoformado. En las Figura 93 a Figura 95 se muestran registros fotográficos efectuados en las sesiones de manufactura.

Figura 93. Molde del muñón, con vendas de yeso.



Figura 94. Demarcación de puntos importantes sobre las paredes internas del molde.



Figura 95. Vertiendo yeso en el negativo.



El proceso de termoformado por vacío, se realizó empleado polietileno para la parte interna del socket, dentro de la cual encajara el muñón del paciente, se lleva una lámina del material en cuestión a un horno de cuatro flautas con control automático de temperatura, el cual lleva el material a 180 °C, temperatura a la cual el polímero adquiere una consistencia gelatinosa, gracias a la cual se puede realizar el modelado del socket, como se puede observar en la Figura 96.

Figura 96. Molde y Termoformado del socket interno.



De igual forma se ejecuta un proceso de manufactura para el molde del socket externo, para posteriormente ejecutar nuevamente un proceso de termoformado por vacío, pero esta vez cambiando el polímero a polipropileno, el cual tiene unas características propicias para servir de cascaron resistente a impactos, dentro del cual albergara todos los dispositivos como lo son las tarjetas de adquisición y control de la prótesis así como las baterías de la misma. De la Figura 97 a la Figura 99 se puede observar un breve registro del proceso.

Figura 97. Conformado del molde del socket externo.



Figura 98. Calentamiento de la lámina de polipropileno.



Figura 99. Termoformado por vacío del polipropileno, para el socket externo.



Una vez finaliza el proceso de termoformado por vacío de los sockets, se procede a ensamblar los electrodos y la tapa de las baterías, la cual se ajusta a las baterías y se mantiene adherida al socket gracias al poder de 4 imanes (Figura 100 – Figura 102)

Figura 100. Despiece de los sockets de la prótesis.



Figura 101. Conjunto completo de partes de la prótesis.

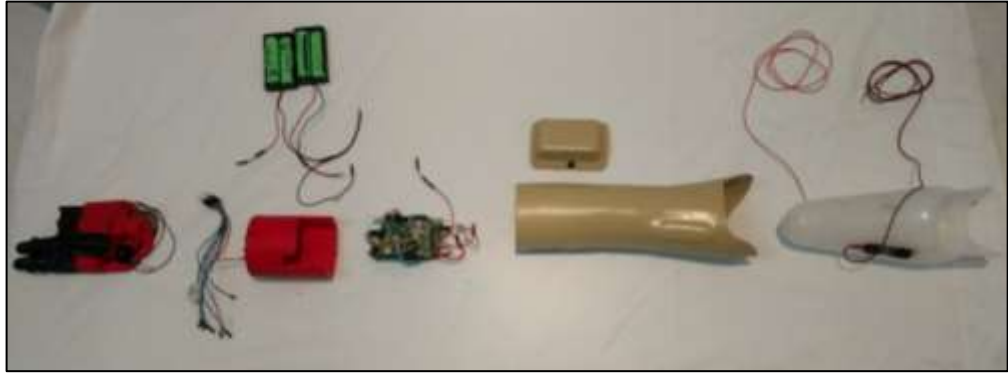


Figura 102. Prótesis ensamblada.



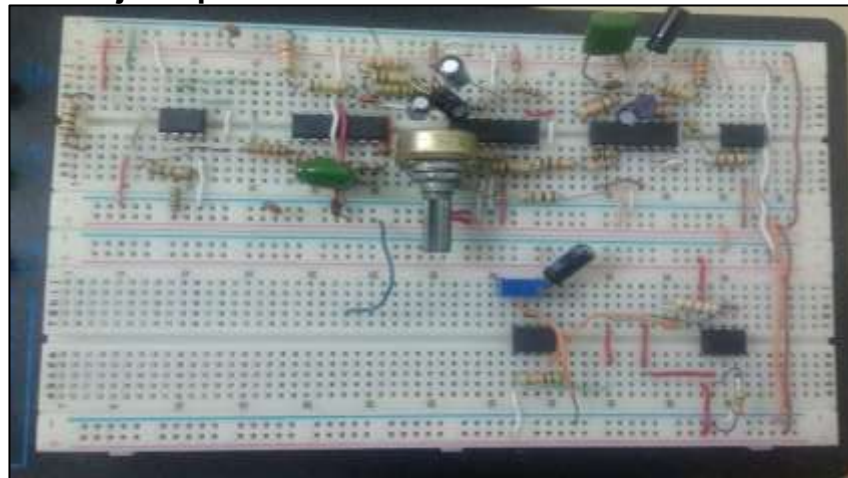
6. PRUEBAS Y RESULTADOS

En esta parte del capítulo se mostrarán los resultados que se hicieron en protoboard con elementos de inserción y en tarjeta con elementos superficiales para obtener los pulsos de las señales EMG.

6.1. Montaje en Protoboard.

En la Figura 103 se observa el montaje realizado en protoboard con elementos de inserción.

Figura 103. Montaje en protoboard. Convertidor de la señal EMG a pulsos



Después de realizar el montaje del circuito completo en protoboard con elementos de inserción, se procedió a captar cada etapa mediante electrodos superficiales del convertidor de pulsos a EMG los cuales se muestran en las Figura 104 a la Figura 110

Figura 104. CH1 Pre-Amplificación. CH2 Filtro Pasa Bandas

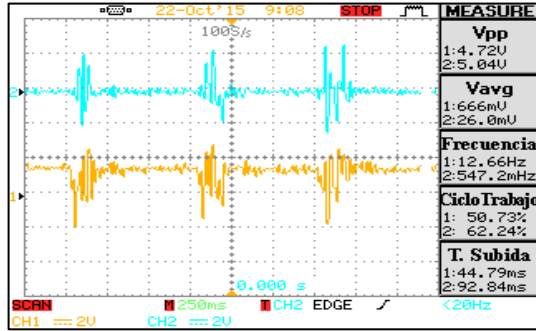


Figura 105. CH1 Filtro Pasa Bandas. CH2 Filtro Notch y Amplificador Inversor

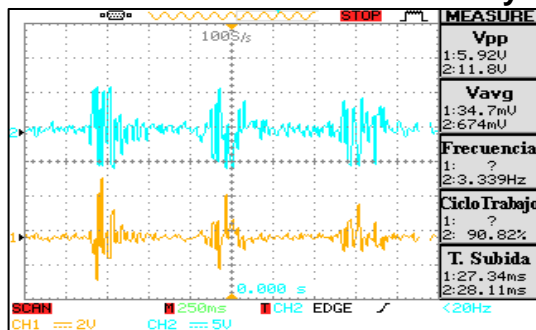


Figura 106. CH1 Filtro Notch y Amplificador Inversor. CH2 Rectificador de precisión de onda completa.

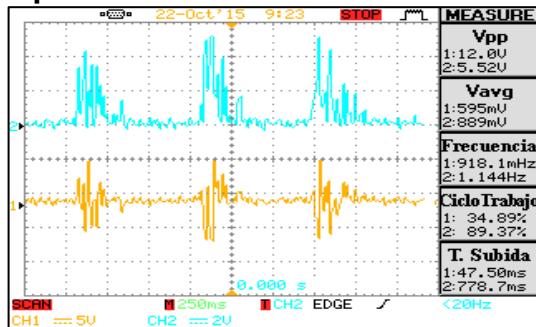


Figura 107. CH1 Rectificador de precisión de Onda completa. CH2 Integrador

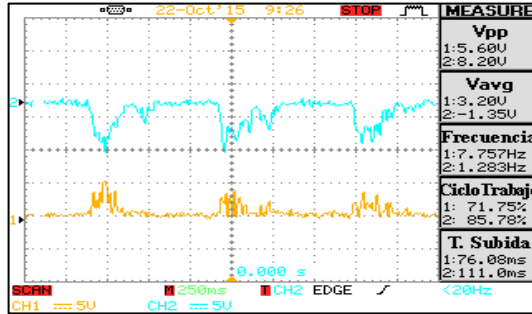


Figura 108. CH1 Integrador. CH2 Filtro pasa altas y amplificador inversor

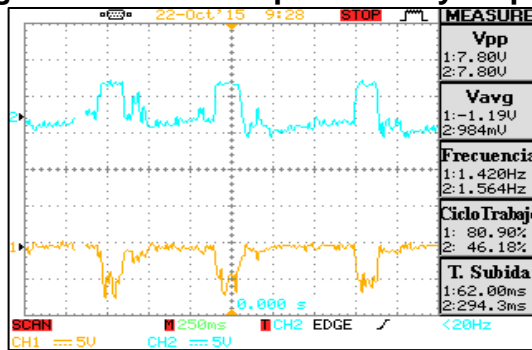


Figura 109. CH1 Filtro pasa altas y amplificador inversor. CH2 Detector de Umbral

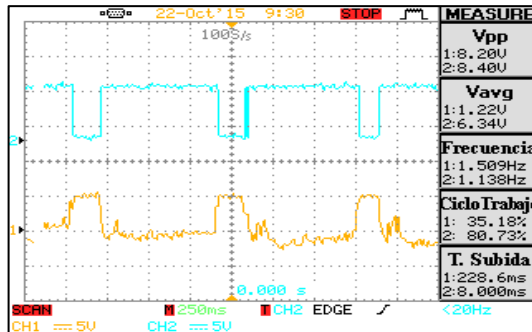
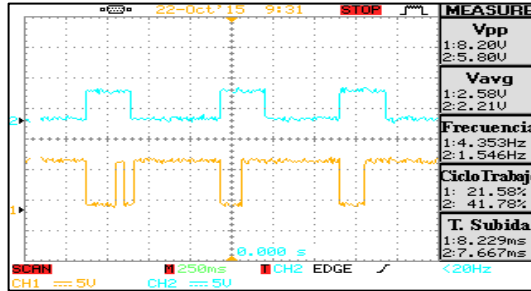


Figura 110. CH1 Detector de Umbral. CH2 Monoestable



En las anteriores figuras se puede evidenciar que cada una de las etapas de la conversión analógica de la señal EMG a Pulsos está funcionando de manera adecuada, se amplificó la señal, los filtros eliminaron las componentes de frecuencia críticos y la rectificación y detección de umbral permitieron al microcontrolador identificar el momento justo en el que se produce un potencial de acción en los músculos del antebrazo.

6.2. MONTAJE EN TARJETA PCB. CONVERTIDOR DE PULSOS A EMG

Debido al tamaño de cada uno de los elementos, volumen de la protoboard y consumo de potencia de los elementos de inserción, se vio la necesidad de hacer el montaje en Tarjeta PCB con elementos superficiales como se ve en la Figura 111

Figura 111. Montaje en tarjeta PCB. Convertidor de la señal EMG a pulsos



Al igual que en el montaje en Protoboard, también se realizaron pruebas de cada una de las etapas con la tarjeta PCB como se ve en las Figuras 112 a la Figura 118.

Figura 112. CH1 Pre-Amplificación. CH2 Filtro Pasa Bandas (con tarjeta PCB)



Figura 113. CH1 Filtro Pasa Bandas. CH2 Filtro Notch y Amplificador Inversor (con tarjeta PCB)



Figura 114. CH1 Filtro Notch y Amplificador Inversor. CH2 Rectificador de precisión de Onda Completa (con tarjeta PCB)



Figura 115. CH1 Rectificador de precisión de Onda Completa. CH2 Integrador (con tarjeta PCB)

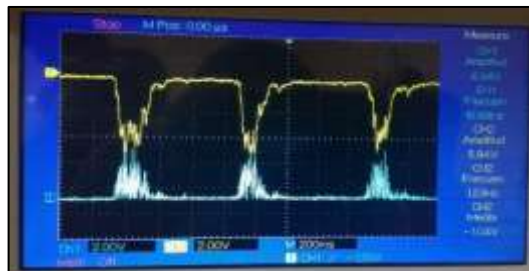


Figura 116. CH1 Integrador. CH2 Filtro pasa altas y amplificador inversor (con tarjeta PCB)

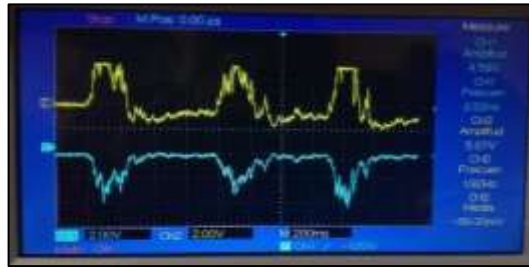


Figura 117. CH1 Filtro pasa altas y amplificador inversor CH2 Detector de Umbral (con tarjeta PCB)

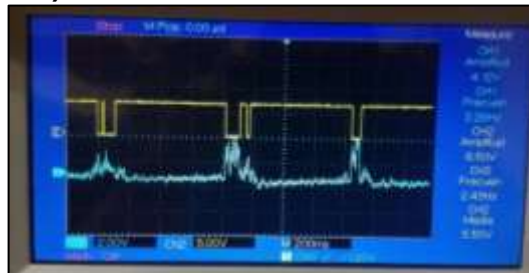
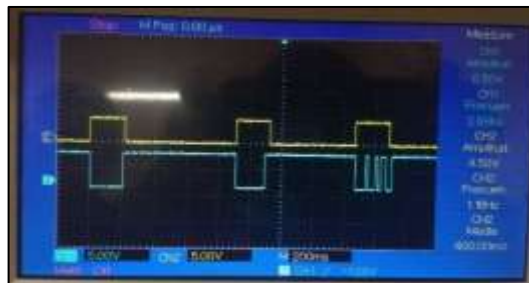


Figura 118. CH1 Detector de Umbral. CH2 Monoestable (con tarjeta PCB)



En esta etapa del proyecto también se puede evidenciar que en las anteriores figuras los circuitos de cada etapa están funcionando correctamente y muestra los pulsos mioeléctricos.

La Figura 119 muestra la etapa 1 (Pre-Amplificación) con la etapa 7 (monoestable) mostrando los pulsos mioeléctricos.

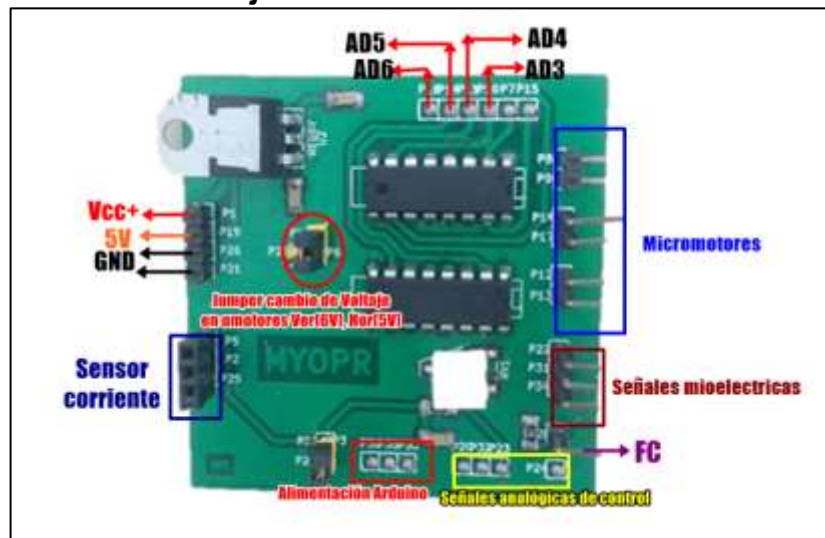
Figura 119. CH1 Pre Amplificador. CH2 Monoestable (con tarjeta PCB)



6.3. MONTAJE DEL PUENTE H PCB

En la Figura 120 se muestra el diseño final de la tarjeta del puente H en PCB con el fin de poder realizar el control en los microcontroladores que van asociados a la prótesis.

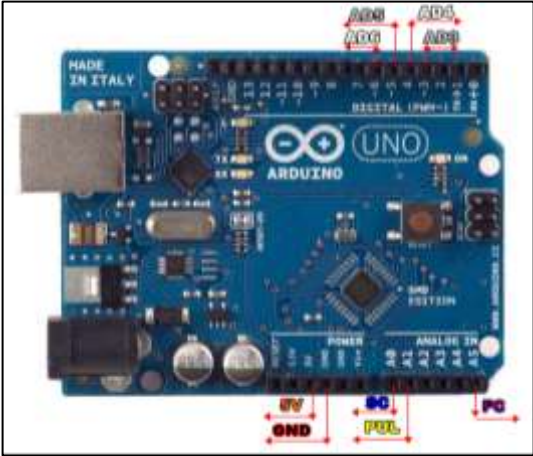
Figura 120. Puente H en tarjeta PCB



6.4. CONEXIÓN DE ARDUINO

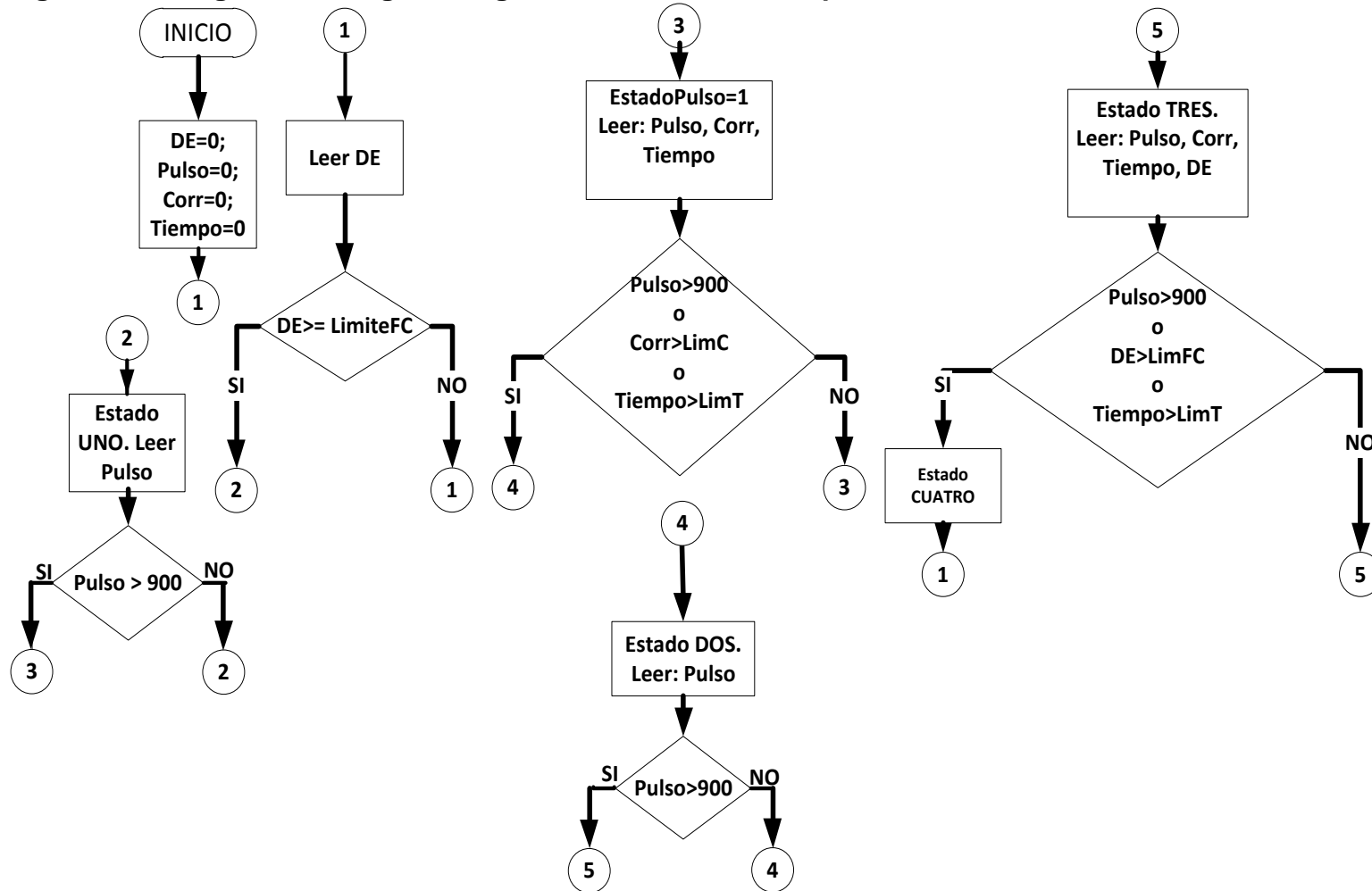
En la Figura 122 se muestra de la tarjeta Arduino UNO y los pines utilizados.

Figura 121. Esquema de conexión Arduino



6.5. PROGRAMACIÓN DEL MICROCONTROLADOR

Figura 122. Diagrama del algoritmo general de control de la prótesis



Se programó el microcontrolador para que ejerciera las acciones de control con el algoritmo, cuyo diagrama de flujo se muestra en el anexo 1: (Figura 123)

Donde:

Inicio: Mano en posición indeterminada
Estado uno: Mano abierta lista para un nuevo cierre
Estado pulso=1: Flexionando dedos
Estado dos: Mano cerrada
Estado tres: Dedos en extensión
Estado cuatro: Mano abierta

Además:

DE: Final de carrera para la extensión de los dedos índice y corazón
Pulso: Pulso mioeléctrico proveniente de la tarjeta que convierte señales EMG en Pulsos.

Corr Valor del sensor de corriente dispuesto en la entrada del sistema electrónico.
Tiempo: Temporizador que cumple la función de evitar que la mano quede en flexión o extensión indefinidamente en caso de fallo del final de carrera, pulso o sensor de corriente.

Los valores LimT, LimC, LimiteFC son de tipo entero asignadas de acuerdo a la solicitud del usuario y la comodidad de manejo de la prótesis,

6.6. PRUEBAS CON EL PROTOTIPO FINAL

6.6.1. Agarre digital ejecutado por la prótesis. Se corrobora el funcionamiento correcto de la prótesis diseñada, verificando la habilidad del prototipo para ejecutar agarres tipo pinza digital enmarcada dentro de los objetivos de este proyecto, cómo se logra apreciar en la Figura 124.

Figura 123. Mano protésica, agarres.



6.6.2. Peso de la prótesis. La validación de los objetivos planteó la medición del peso del dispositivo ensamblado, el cual se registró con una báscula digital, obteniendo un valor de 903 [Gr]; la fracción correspondiente al peso del antebrazo y la mano es de 2,3% del peso corporal del individuo (Tabla 11), dado que el paciente registra un peso de 92 [Kg] la fracción corresponde a un peso de 2,116 [Kg], sin embargo la lesión transradial presentada por el paciente deja una fracción del antebrazo aproximada al 50% del mismo, con un peso promedio de 736 [Gr] según la Tabla 11, disminuyendo el peso límite a 1,38 [Kg], el prototipo desarrollado evidencia un valor inferior al planteado como peso límite, es así como se da por avalado este componente.

Tabla 11. Porcentaje de peso corporal correspondiente a partes específicas del cuerpo.

Porcentaje de peso corporal correspondiente a partes específicas del cuerpo	
PARTE DEL CUERPO	PORCENTAJE
Tronco sin miembros	50
Mano	0,7
Antebrazo con la mano	2,3
Antebrazo sin la mano	1,6
Parte superior del brazo	2,7
Brazo completo	5
Pie	1,5
Parte inferior de la pierna con el pie	5,9
Parte inferior de la pierna sin el pie	4,4
Muslo	10,1
Pierna completa	16

Fuente: <http://www.saludyalgomas.com/tablasnutricionales/peso-de-distintas-partes-del-cuerpo/>

6.6.3. Medición de la fuerza de agarre ejecutada por la prótesis. Se ejecutó una prueba donde el objetivo fue medir la fuerza con la cual logra ejecutar el agarre tipo pinza la prótesis desarrollada, destacando en este punto la intervención del sensor de corriente, el cual permite monitorear en todo momento la corriente consumida por el sistema y así ejecutar un control preciso de la fuerza con la cual la prótesis va a operar normalmente como una condición para cambio de estado en el programa que ejecuta el microprocesador.

La prueba se ejecutó utilizando una báscula digital como elemento de medición, y operando la prótesis de modo que la báscula sensara el valor con el cual la prótesis está ejecutando la pinza digital de tres dedos, la prueba se ejecutó con un nivel de carga en las baterías del 100%.

Figura 124. Medición de fuerza de agarre máxima ejecutada por el prototipo.



Como se puede observar en la Figura 125, la báscula digital marca un peso de 576 [Gr] lo que equivale a 5.7 [N], aunque los resultados obtenidos de esta prueba evidencian un déficit de potencia, dadas las características del prototipo se infiere que los requerimientos a los cuales será sometida esta prótesis, no superarán las características que brinda la prótesis desarrollada; es así como se avaló el diseño de la prótesis en cuanto a fuerza de agarre.

En tercera instancia se ejecutó una prueba de repetitividad, con el objetivo de someter a prueba el filamento transmisor de potencia seleccionado, en este caso nylon de 0.6 mm. De diámetro; la prueba consistió en someter un modelo análogo de la prótesis, en una serie infinita de ciclos de flexión y extensión de un dedo, y así llevar un control del número de repeticiones que se puede ejecutar con la prótesis antes de entrar en falla catastrófica del elemento transmisor de potencia, encontrando que el número de ciclos de apertura y cierre de la mano está por encima de los 7000 ciclos.

Baterías

Además se realizó una prueba de durabilidad de las baterías utilizando como carga un micromotor 298:1 alimentado a 3.7V durante varias horas cuyo resultado fue el siguiente. (Figura 122)

Figura 125. Prueba de durabilidad de las baterías Tensión vs Hora



6.6.4. Prueba de consumo de la prótesis. En las imágenes 126 y 127 se muestra el estado en reposo y agarre mediante los pulsos mioeléctricos.

En ese caso se procede a realizar la medición de la corriente en el laboratorio mediante 2 fuentes duales.

En la fig 126 se puede evidenciar que mientras el prototipo está en reposo la corriente que se consume es mínima y es de 0.13 [A]; una vez se emite el pulso la corriente alcanza un pico máximo de 1 [A] cuando se está ejerciendo la mayor fuerza en el agarre; cabe aclarar que en la otra fuente tiene un pico de 0.03 [A] debido al bajo consumo de corriente en los OPAMS en montaje superficial en $-V_{cc}$ como se ve en las figuras 126 y 127.

Figura 126. Corriente en estado de reposo del prototipo



Figura 127. Corriente en el momento de máximo esfuerzo de la prótesis



6.7. COSTOS

Tabla 12. Costo total aproximado de materiales de la prótesis

CONCEPTO	VALOR
Electrodo de barra	\$152.000
Electrodo de disco	\$83.000
Arduino Uno	\$30.000
PCB electromiógrafo	\$60.000
PCB puente H	\$60.000
Elaboración del socket	\$500.000
Impresión de dispositivo de tarjetas	\$250.000
Impresión y accesorios de la mano	\$600.000
Baterías	\$20.000
Cargador de baterías	\$30.000
Micromotores	\$100.000
Accesorios (cables, soldadura, etc)	\$50.000
Herramientas e imprevistos	\$100.000
Total	\$2.035.000

7. CONCLUSIONES

- Es importante la calibración del convertidor de EMG a Pulsos antes de la conexión con el microcontrolador y Puente H, para así evitar comportamientos inadecuados de la prótesis y posibles daños en el sistema de poleas y motores.
- El prototipo en desarrollo presenta un comportamiento aceptable en la ejecución de 2 tipos de agarres, agarres tipo pinza digital y agarres de tipo cilíndrico.
- La prótesis se pensaba controlar con dos canales de EMG a Pulsos, sin embargo, por comodidad del paciente y por facilidad para el diseño del socket se decide trabajar con un solo canal y que el control de apertura y cierre se dé a través de la programación y los pulsos sensados por este canal.
- Debe caracterizarse la resistencia real del dispositivo bajo una prueba destructiva del mismo, a máxima potencia, para poder caracterizar el punto de falla del prototipo desarrollado.
- El modelo desarrollado cumple las expectativas de funcionamiento para el paciente, pero para llevarlo a un producto comercial debe pasar por un cierto rediseño para optimizar su hardware.
- La ganancia de señal EMG es más pequeña en personas que han sufrido amputaciones a nivel transradial, a pesar de las continuas terapias a las que se someten.
- Se recomienda llevar a una segunda etapa el proyecto desarrollado, para así alcanzar un modelo optimizado, buscando disminuir las pérdidas por fricción.
- Se recomienda hacer un estudio detallado del funcionamiento mioeléctrico de cada uno de los dedos de la mano, para tener así un control más real de la prótesis.

8. RECOMENDACIONES

Realizar sesiones de entrenamiento con el sistema y el paciente para lograr así disminuir el tiempo de aprendizaje en el uso de la prótesis.

Evitar operar la prótesis en su máxima capacidad de fuerza de agarre, esto provocaría en ella un desgaste excesivo y prematuro.

Bajo ninguna circunstancia se debe exponer la prótesis a grandes cantidades de líquido, ya que esto podría provocar un fallo en el sistema eléctrico de la misma.

Ubicar los electrodos en el músculo adecuado para que la calidad de las señales contribuya al correcto funcionamiento del mecanismo.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] DANE, "Discapacidad," 2010. [Online]. Available: <http://www.dane.gov.co/index.php/estadisticas-por-tema/salud/discapacidad>.
- [2] J. V. Basmajian and C. J. De Luca, *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. 1985.
- [3] S. Bañol, D. Briceño, A. Cuervo, S. Parra, and A. Rodríguez, "Paciente amputado de miembro inferior: Necesidades físicas, emocionales y sociales insatisfechas.," *Repertorio de Medicina y Cirugía*. Vol 12 No. 3, 2003.
- [4] UNIZAR, "EL PULGAR." [Online]. Available: http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Pulgar_Apuntes_2010.pdf.
- [5] unam, "MORFOLOGIA DEL MUSCULO ESQUELETICO." [Online]. Available: http://www.facmed.unam.mx/Libro-NeuroFisio/10-Sistema_Motor/10a-Movimiento/Textos/MuscAnatomia.html.
- [6] 24HORAS.CL TVN, "La increíble prótesis robótica que es capaz de ser controlada con la mente."
- [7] C. F. L. Mora, "Definición y funcionamiento demicroprocesadores y microcontroladores."
- [8] RS, "Spartan-3AN evaluation kit." [Online]. Available: <http://es.rs-online.com/web/p/kits-de-desarrollo-de-logica-programable/6973406/>.
- [9] "Características técnicas del ARDUINO UNO." [Online]. Available: http://www3.gobiernodecanarias.org/medusa/ecoblog/ralvgon/files/2013/05/Caract_erísticas-Arduino.pdf.
- [10] TI, "TivaTM C Series TM4C123G LaunchPad Evaluation Board." [Online]. Available: <http://www.ti.com/lit/ug/spmu296/spmu296.pdf>.
- [11] D. Electronics, "Micromotor HP 298:1." [Online]. Available: http://www.dynamoelectronics.com/index.php?page=shop.product_details&flypage=dynamo.tpl&product_id=216&category_id=99&option=com_virtuemart&Itemid=58.
- [12] Atmel, "8-bit AVR Microcontrollers. ATmega328/p. Datasheet complete," 2016. [Online]. Available: http://www.atmel.com/Images/Atmel-42735-8-bit-AVR-Microcontroller-ATmega328-328P_datasheet.pdf.
- [13] ST, "LD1117. Adjustable and fixed low drop positive voltage regulator."
- [14] T. Instruments, "L293x Quadruple Half-H Drivers," 2016. [Online]. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/l293.pdf>.
- [15] D. Electronics, "Board para medir corriente 5A AC o DC." [Online]. Available: http://www.dynamoelectronics.com/index.php?page=shop.product_details&flypage=dynamo.tpl&product_id=52&category_id=72&option=com_virtuemart&Itemid=58.
- [16] Allegro, "ACS712: Fully Integrated, Hall-Effect-Based Linear Current Sensor IC with 2.1 kVRMS Voltage Isolation and a Low-Resistance Current Conductor." [Online]. Available: <http://www.allegromicro.com/en/Products/Current-Sensor-ICs/Zero-To-Fifty-Amp-Integrated-Conductor-Sensor-ICs/ACS712.aspx>.

- [17] AyBmedica, "Catálogo de electrodos y accesorios." [Online]. Available: <http://www.aybmedica.com/2014/catalogos/Catalogo de Electrodo y Accesorios.pdf>.
- [18] L. Carga and F. De, "Los límites del sistema mano-brazo," 2006.
- [19] L. Amparo, A. López, M. Segundo, S. Maestría, and H. Departamento, "ARTÍCULO ORIGINAL Biomecánica y patrones funcionales de la mano," vol. 4, no. 1, pp. 14–24, 2012.
- [20] L. M. Restrepo, Movimientos de los músculos de la mano. 2014.
- [21] "Nylon," Tecnología de Plásticos. [Online]. Available: <http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com.co/2011/07/nylon.html>.
- [22] T. Instruments, "INA12x Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers," 2015. [Online]. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>.
- [23] H. García, L. Mendez, and D. Rojas, "Diseño y construcción de un sistema de instrumentación y control para una prótesis mioeléctrica de miembro superior.," Universidad Manuela Beltrán, 2010.
- [24] "Filtros Activos," Cedivirt Electrónica. [Online]. Available: http://ceduvirt.net/joomla/index.php?option=com_content&view=article&id=151&Itemid=143.
- [25] R. Coughlin and F. Driscoll, Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales. 1993.
- [26] A. Sedra and K. Smith, Circuitos microelectrónicos, 4ta ed. .
- [27] T. Instruments, "LM555Timer," 2015. [Online]. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm555.pdf>.

BIBLIOGRAFÍA

24HORAS.CL TVN, "La increíble prótesis robótica que es capaz de ser controlada con la mente."

ALLEGRO, "ACS712: Fully Integrated, Hall-Effect-Based Linear Current Sensor IC with 2.1 kVRMS Voltage Isolation and a Low-Resistance Current Conductor." [Online]. Available: <http://www.allegromicro.com/en/Products/Current-Sensor-ICs/Zero-To-Fifty-Amp-Integrated-Conductor-Sensor-ICs/ACS712.aspx>.

AMPARO L., LÓPEZ A., SEGUNDO M., S. Maestría, and H. Departamento, "ARTÍCULO ORIGINAL Biomecánica y patrones funcionales de la mano," vol. 4, no. 1, pp. 14–24, 2012.

ATMEL, "8-bit AVR Microcontrollers. ATmega328/p. Datasheet complete," 2016. [Online]. Available: http://www.atmel.com/Images/Atmel-42735-8-bit-AVR-Microcontroller-ATmega328-328P_datasheet.pdf.

AYBMEDICA, "Catálogo de electrodos y accesorios." [Online]. Available: [http://www.aybmedica.com/2014/catalogos/Catalogo de Electrodos y Accesorios.pdf](http://www.aybmedica.com/2014/catalogos/Catalogo_de_Electrodos_y_Accesorios.pdf).

BAÑOL S., BRICEÑO D., CUERVO A., S. Parra, and A. Rodríguez, "Paciente amputado de miembro inferior: Necesidades físicas, emocionales y sociales insatisfechas." *Repertorio de Medicina y Cirugía*. Vol 12 No. 3, 2003.

BASMAJIAN J. V. and C. J. De luca, *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. 1985.

CARGA L. and DE F., "Los límites del sistema mano-brazo," 2006.

COUGHLIN R. and DRISCOLL F., *Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales*. 1993.

D. ELECTRONICS, "Board para medir corriente 5A AC o DC." [Online]. Available: http://www.dynamoelectronics.com/index.php?page=shop.product_details&flypage=dynamo.tpl&product_id=52&category_id=72&option=com_virtuemart&Itemid=58.

D. ELECTRONICS, "Micromotor HP 298:1." [Online]. Available: http://www.dynamoelectronics.com/index.php?page=shop.product_details&flypage=dynamo.tpl&product_id=216&category_id=99&option=com_virtuemart&Itemid=58.

DANE, "Discapacidad," 2010. [Online]. Available: <http://www.dane.gov.co/index.php/estadisticas-por-tema/salud/discapacidad>.

FILTROS ACTIVOS," Cedivirt Electrónica. [Online]. Available: http://ceduvirt.net/joomla/index.php?option=com_content&view=article&id=151&Itemid=143.

GARCÍA H., MENDEZ L., and ROJAS D., "Diseño y construcción de un sistema de instrumentación y control para una prótesis mioeléctrica de miembro superior.," Universidad Manuela Beltrán, 2010.

GOBIERNO DE CANARIAS "Características técnicas del ARDUINO UNO." [Online]. Available: <http://www3..org/medusa/ecoblog/ralvgon/files/2013/05/Características-Arduino.pdf>.

MORA C. F. L., "Definición y funcionamiento demicroprocesadores y microcontroladores."

NYLON," Tecnología de Plásticos. [Online]. Available: <http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com.co/2011/07/nylon.html>.

RESTREPO L. M., Movimientos de los músculos de la mano. 2014.

RS, "Spartan-3AN evaluation kit." [Online]. Available: <http://es.rs-online.com/web/p/kits-de-desarrollo-de-logica-programable/6973406/>.

SEDRA A. and K SMITH., Circuitos microelectrónicos, 4ta ed. .
ST, “LD1117. Adjustable and fixed low drop positive voltage regulator.”

T. INSTRUMENTS, “INA12x Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers,”
2015. [Online]. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>.

T. INSTRUMENTS, “L293x Quadruple Half-H Drivers,” 2016. [Online]. Available:
<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/l293.pdf>.

T. INSTRUMENTS, “LM555Timer,” 2015. [Online]. Available:
<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm555.pdf>.

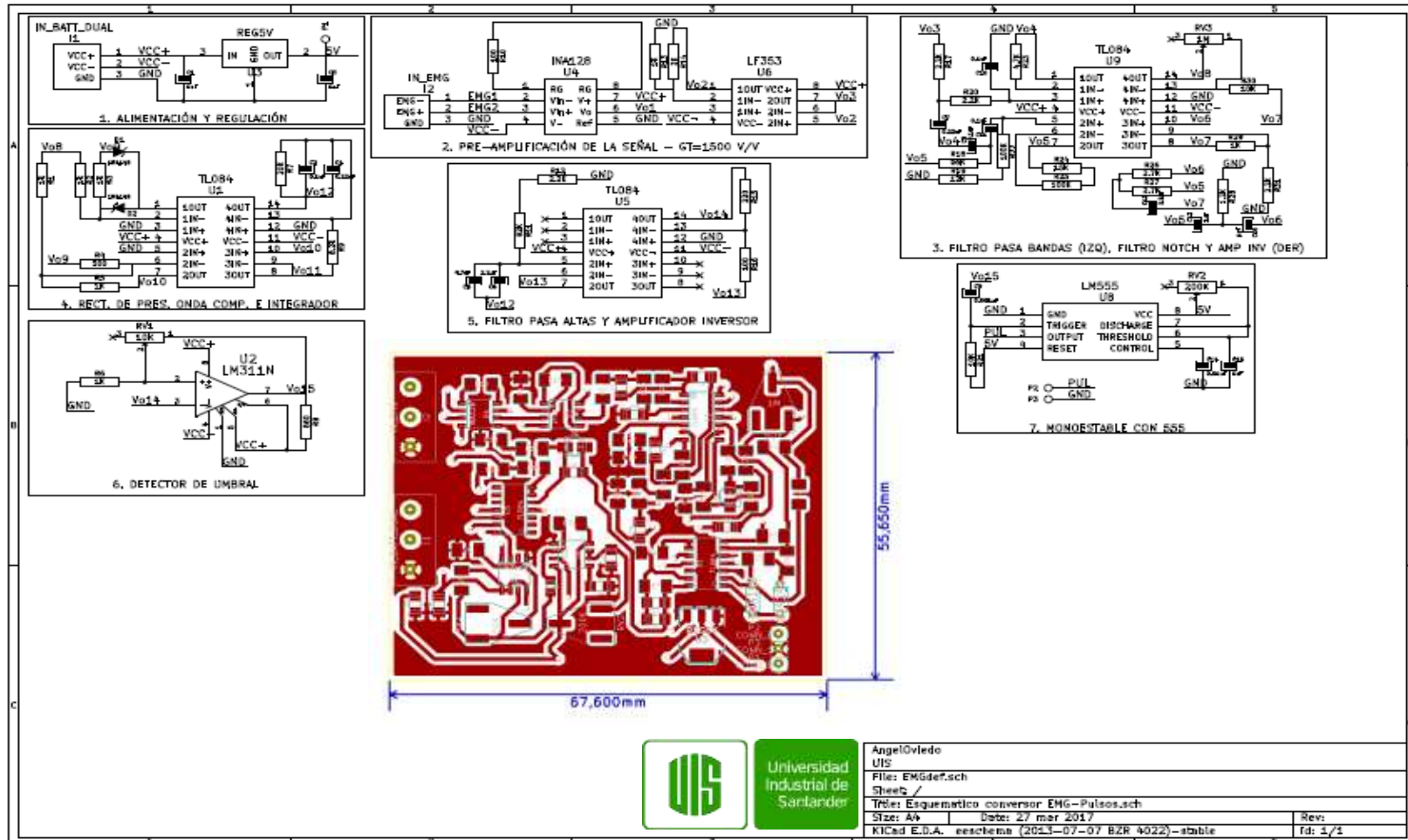
TI, “TivaTM C Series TM4C123G LaunchPad Evaluation Board.” [Online].
Available: <http://www.ti.com/lit/ug/spmu296/spmu296.pdf>.

UNAM, “MORFOLOGIA DEL MUSCULO ESQUELETICO.” [Online]. Available:
<http://www.facmed.unam.mx/Libro-NeuroFisio/10-Sistema Motor/10a-Movimiento/Textos/MuscAnatomia.html>.

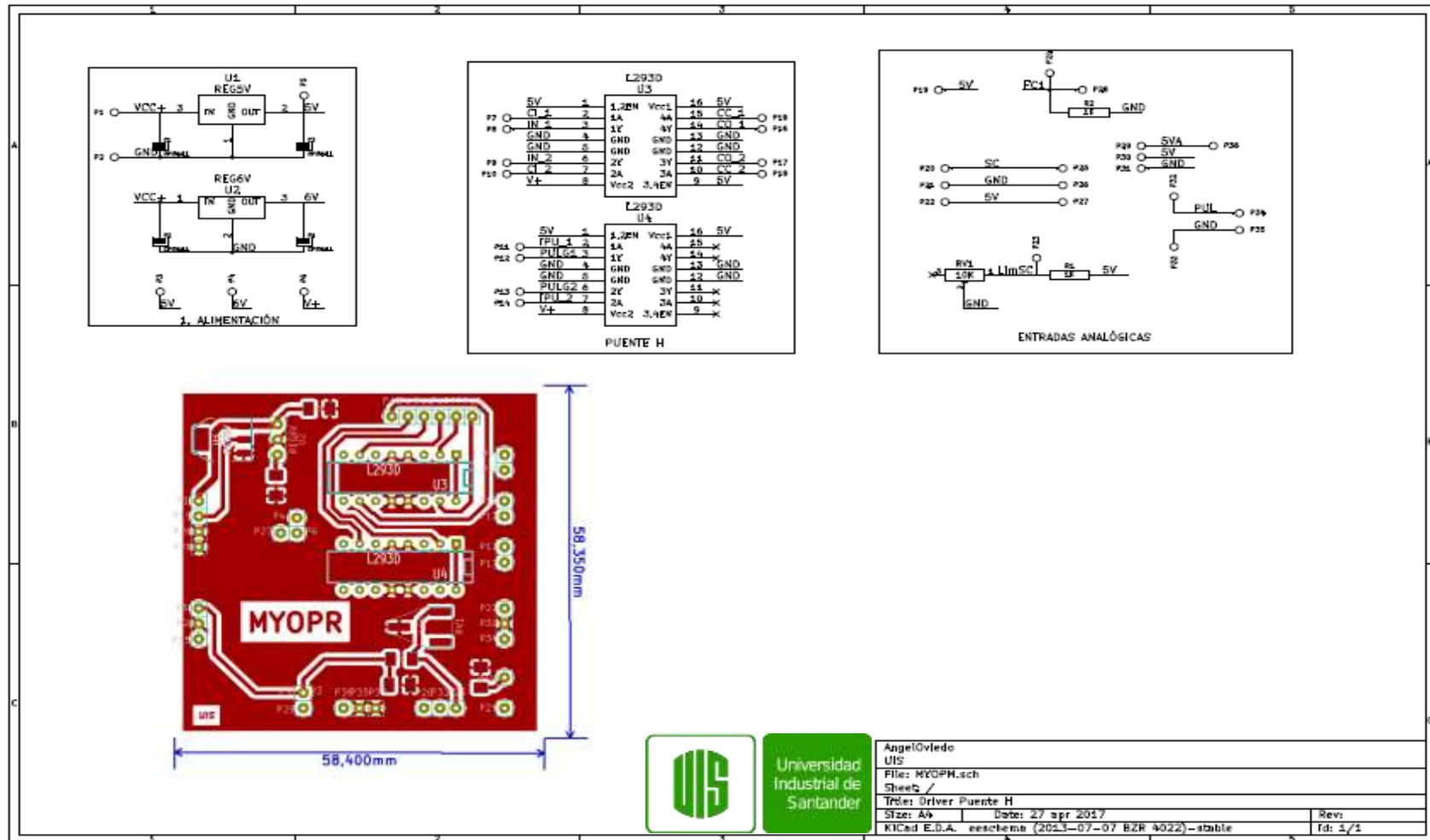
UNIZAR, “EL PULGAR.” [Online]. Available:
http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Pulgar_Apuntes_2010.pdf.

ANEXOS

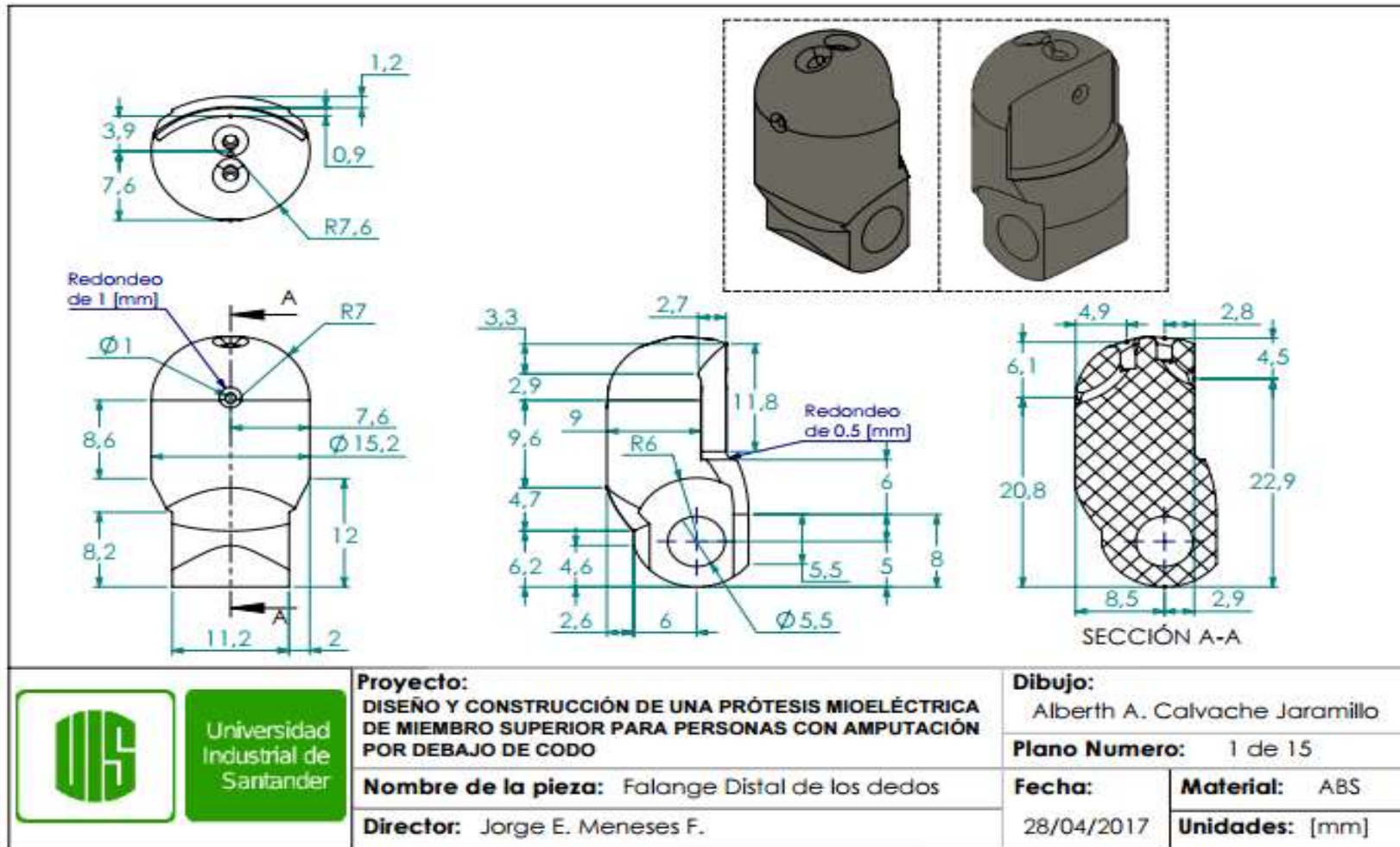
Anexo A. ESQUEMÁTICO DEL CONVERTOR EMG A PULSOS COMPLETO.



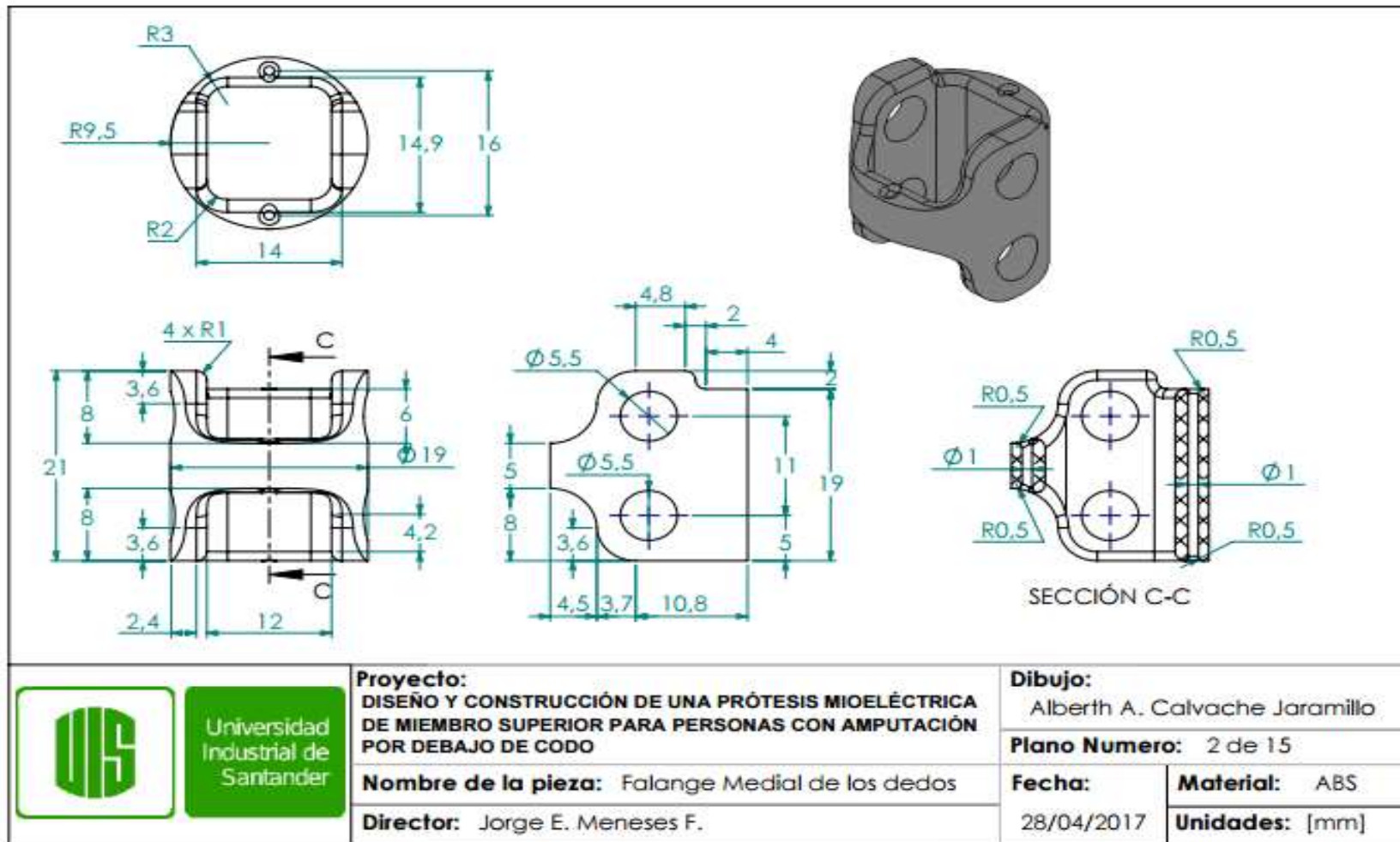
Anexo B. ESQUEMÁTICO TARJETA DE PUENTE H.



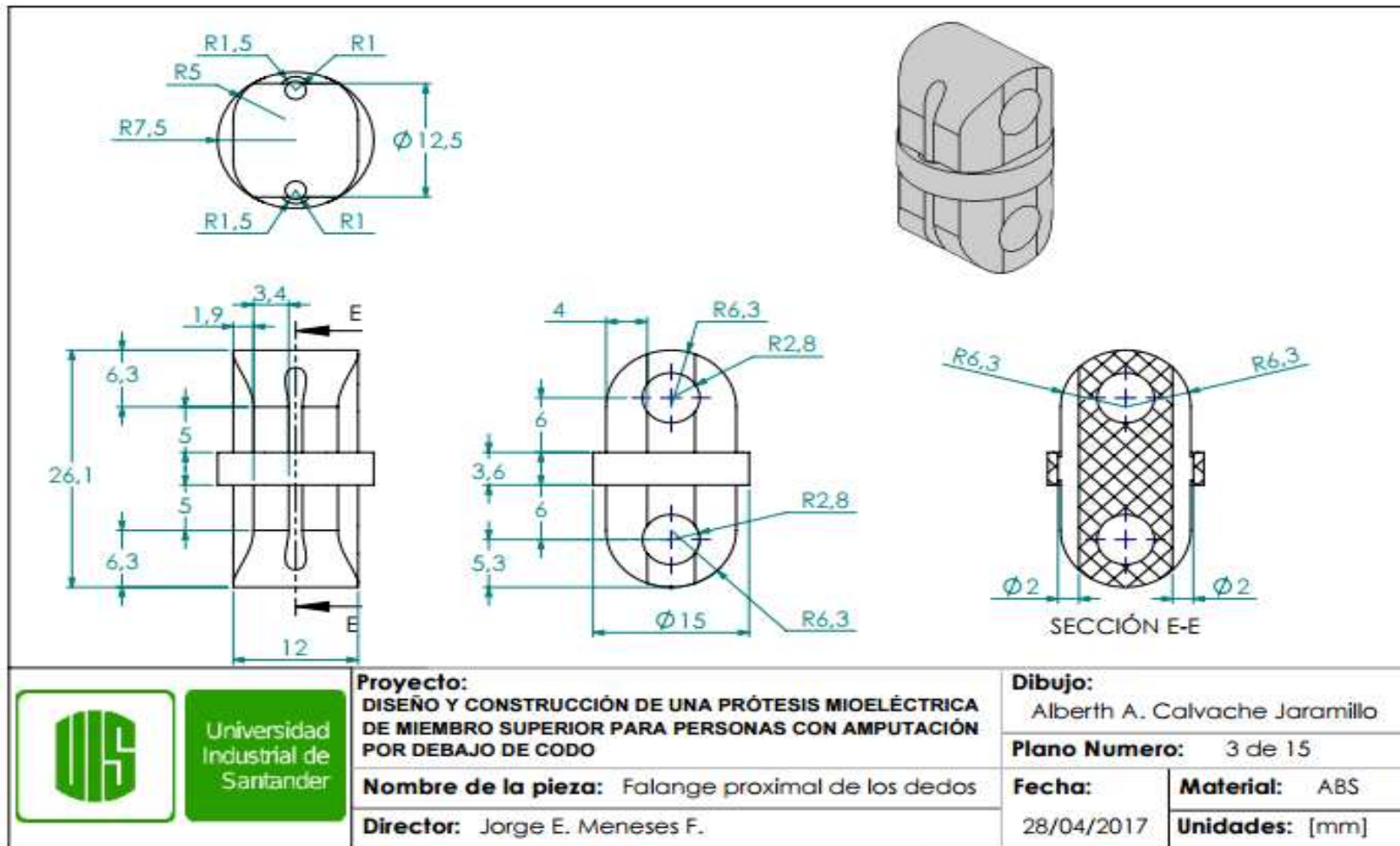
Anexo C. PLANO FALANGE DISTAL DE LOS DEDOS



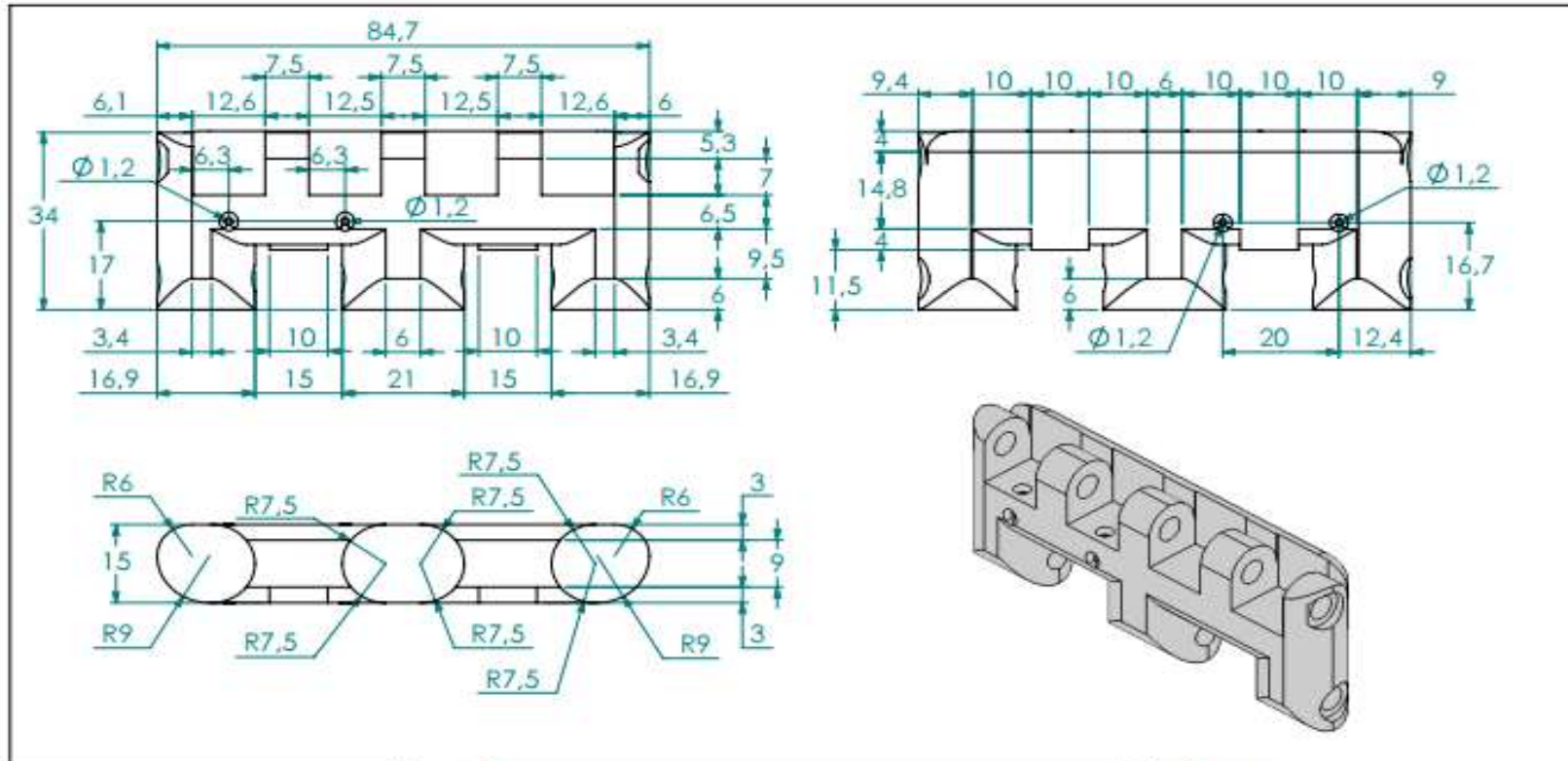
Anexo D. PLANO FALANGE MEDIAL DE LOS DEDOS



Anexo E. PLANO FALANGE PROXIMAL DE LOS DEDOS



Anexo F. PLANO FALANGE NEO PROXIMAL DE LOS DEDOS



Universidad
Industrial de
Santander

Proyecto:

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR PARA PERSONAS CON AMPUTACIÓN POR DEBAJO DE CODO

Nombre de la pieza: Fge. Neoproximal de los dedos

Director: Jorge E. Meneses F.

Dibujo:

Alberth A. Calvache Jaramillo

Plano Numero: 4 de 15

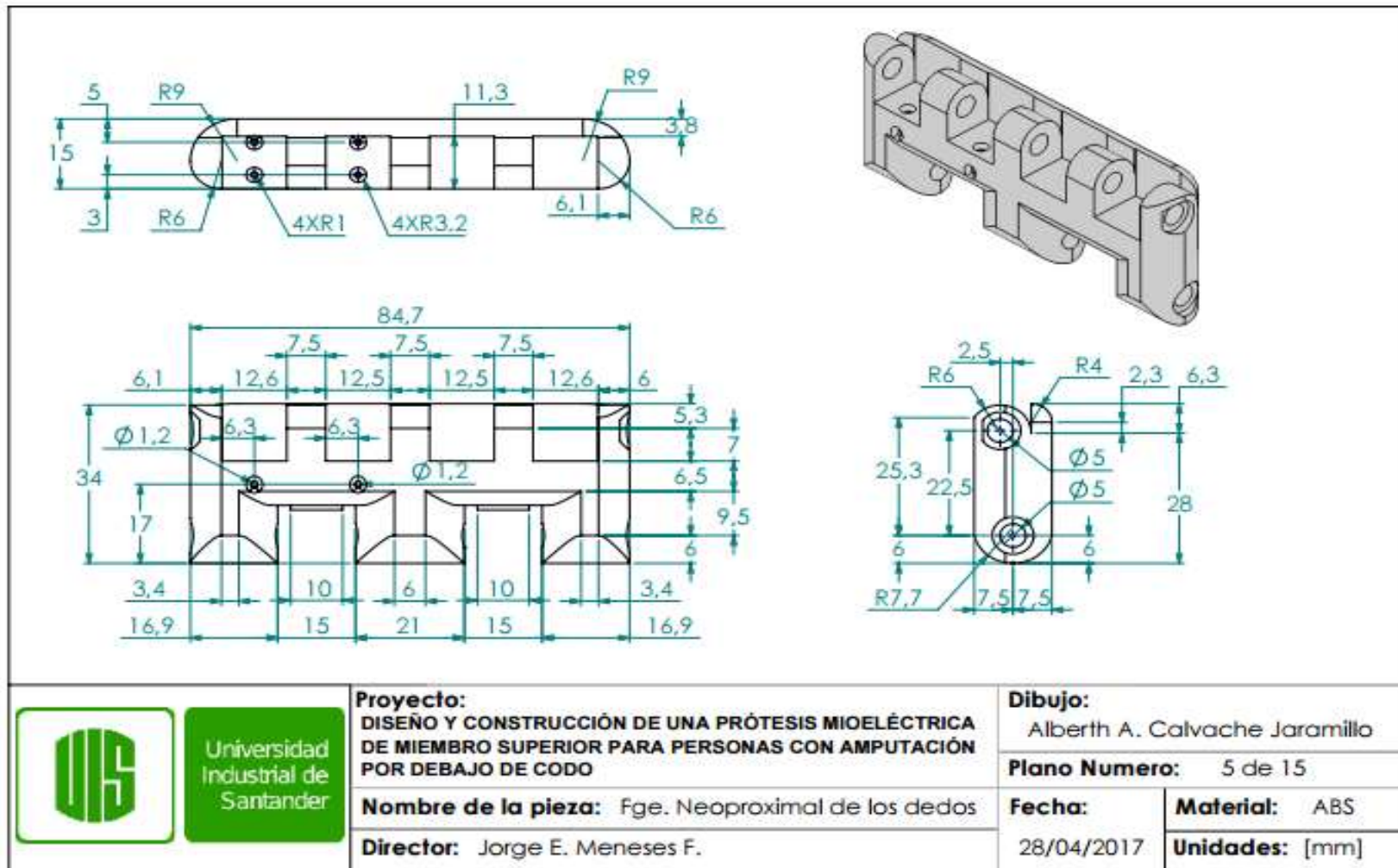
Fecha:

28/04/2017

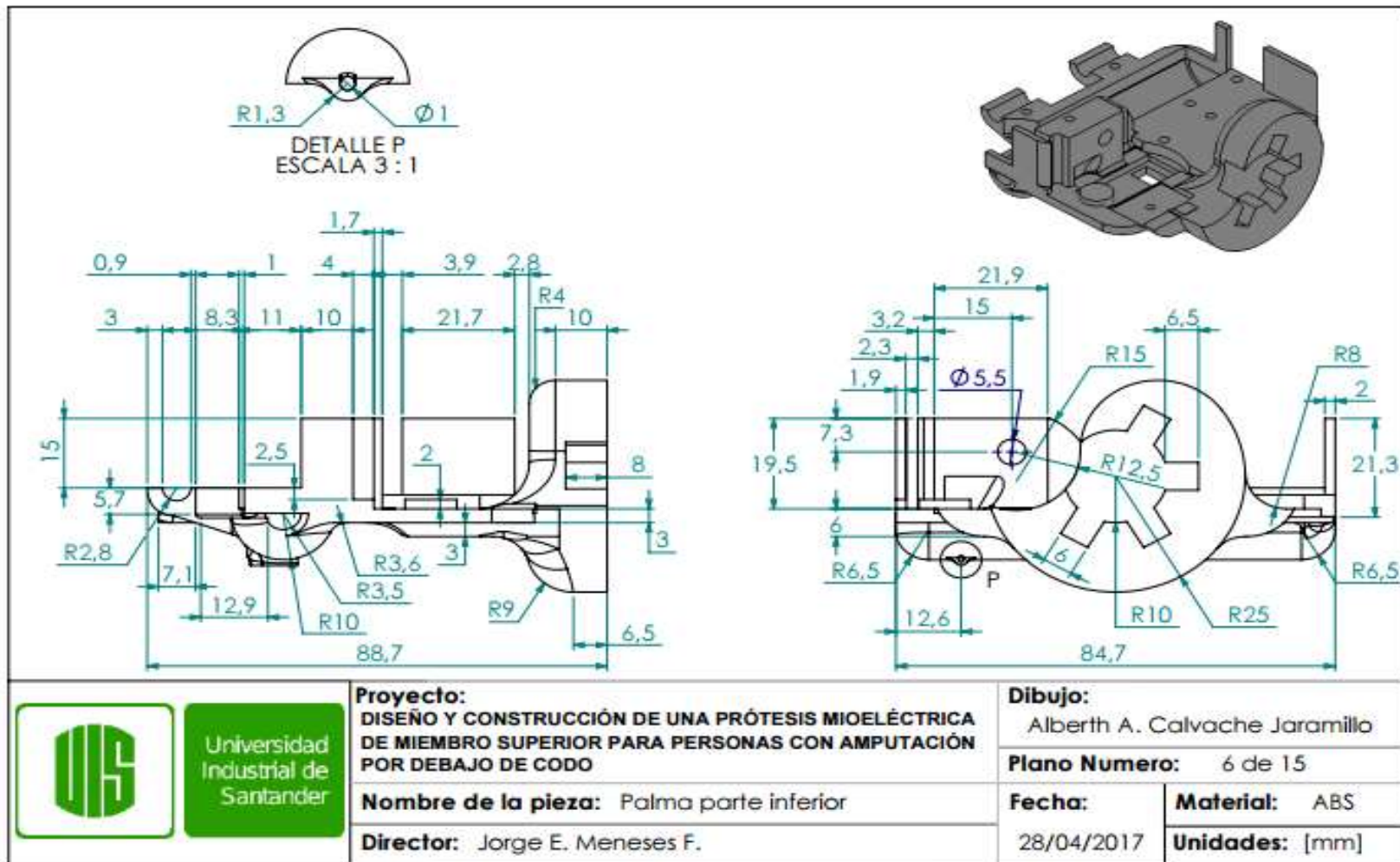
Material: ABS

Unidades: [mm]

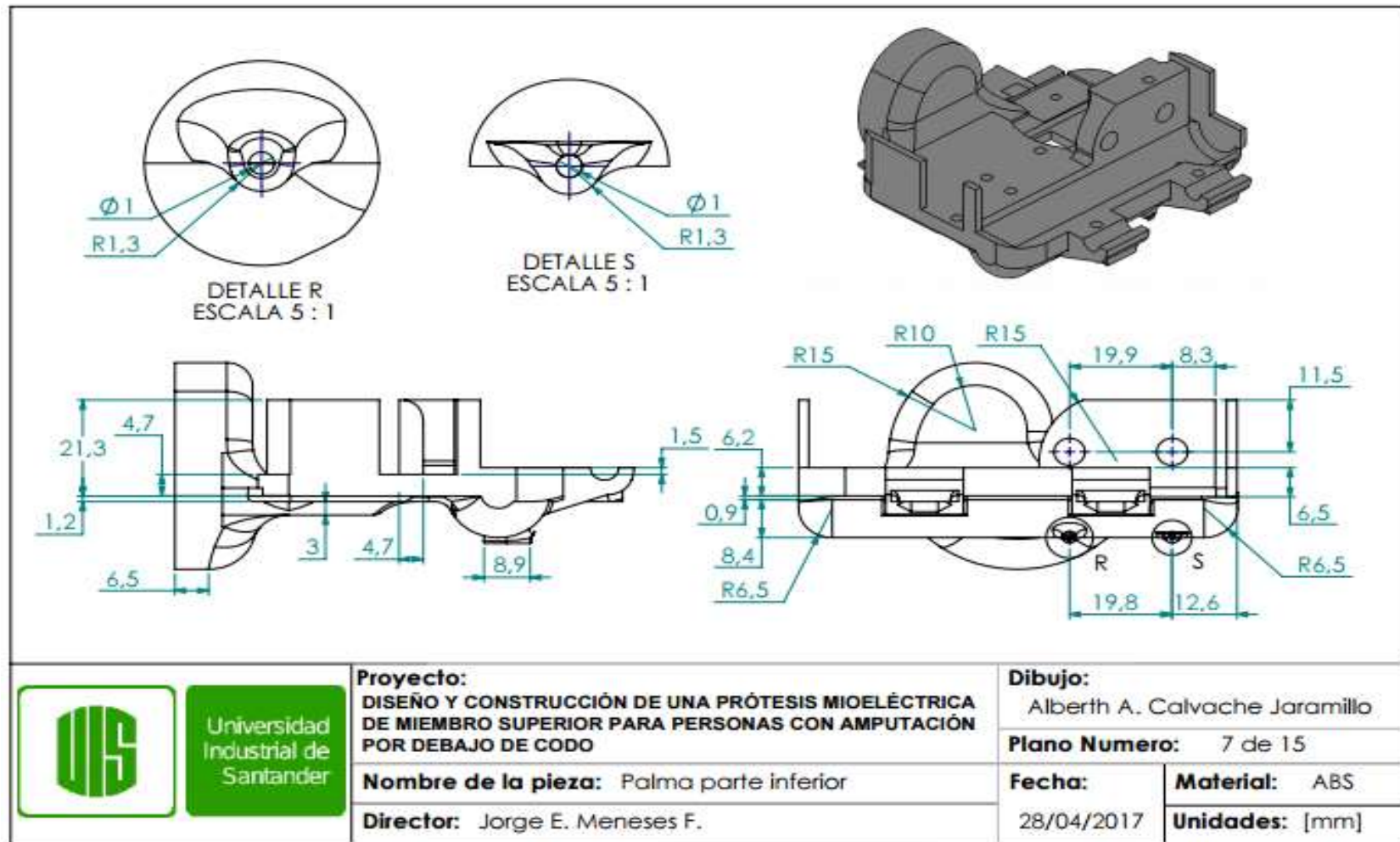
Anexo G. PLANO FALANGE NEO PROXIMAL DE LOS DEDOS



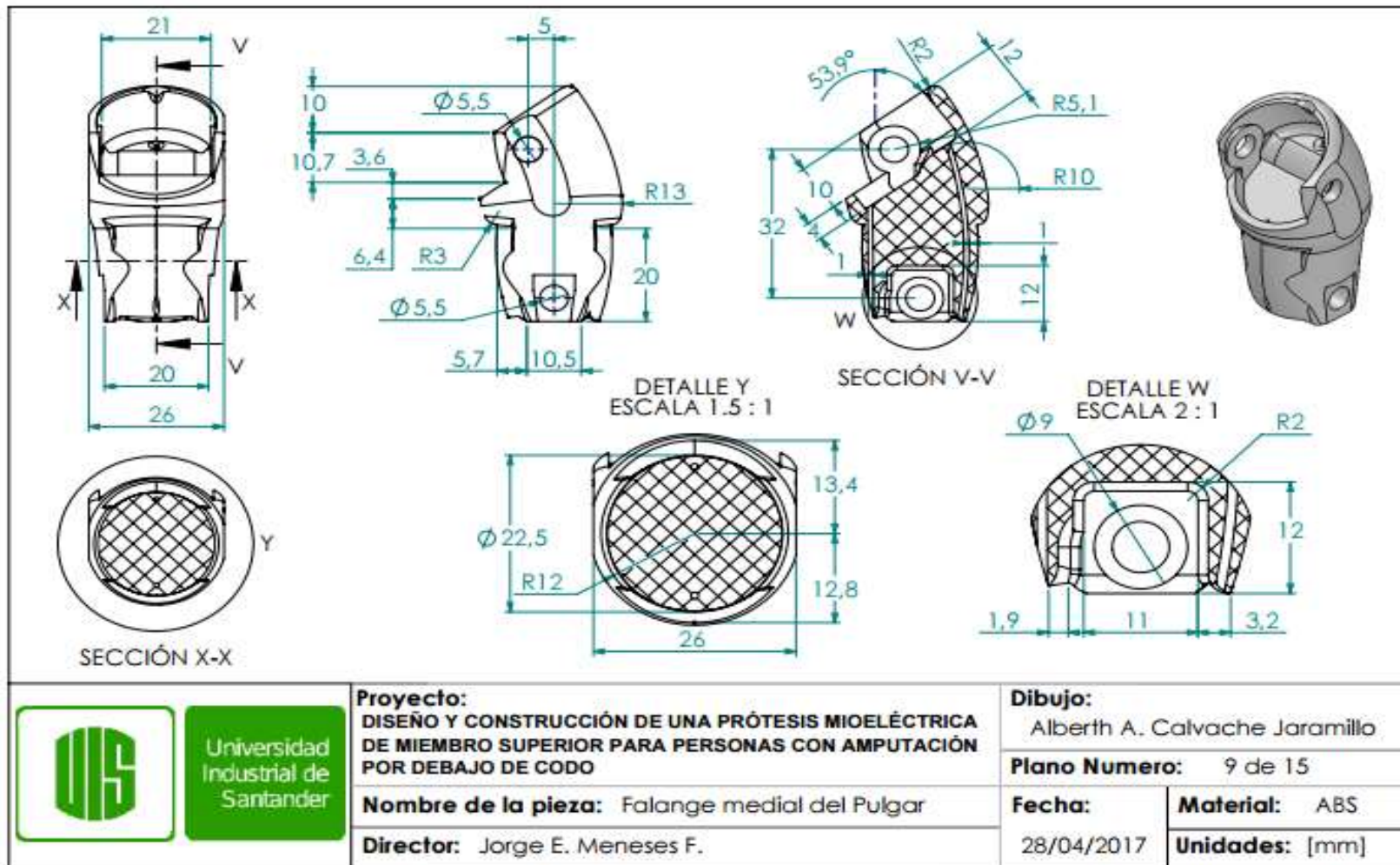
Anexo H. PLANO PALMA, PARTE INFERIOR



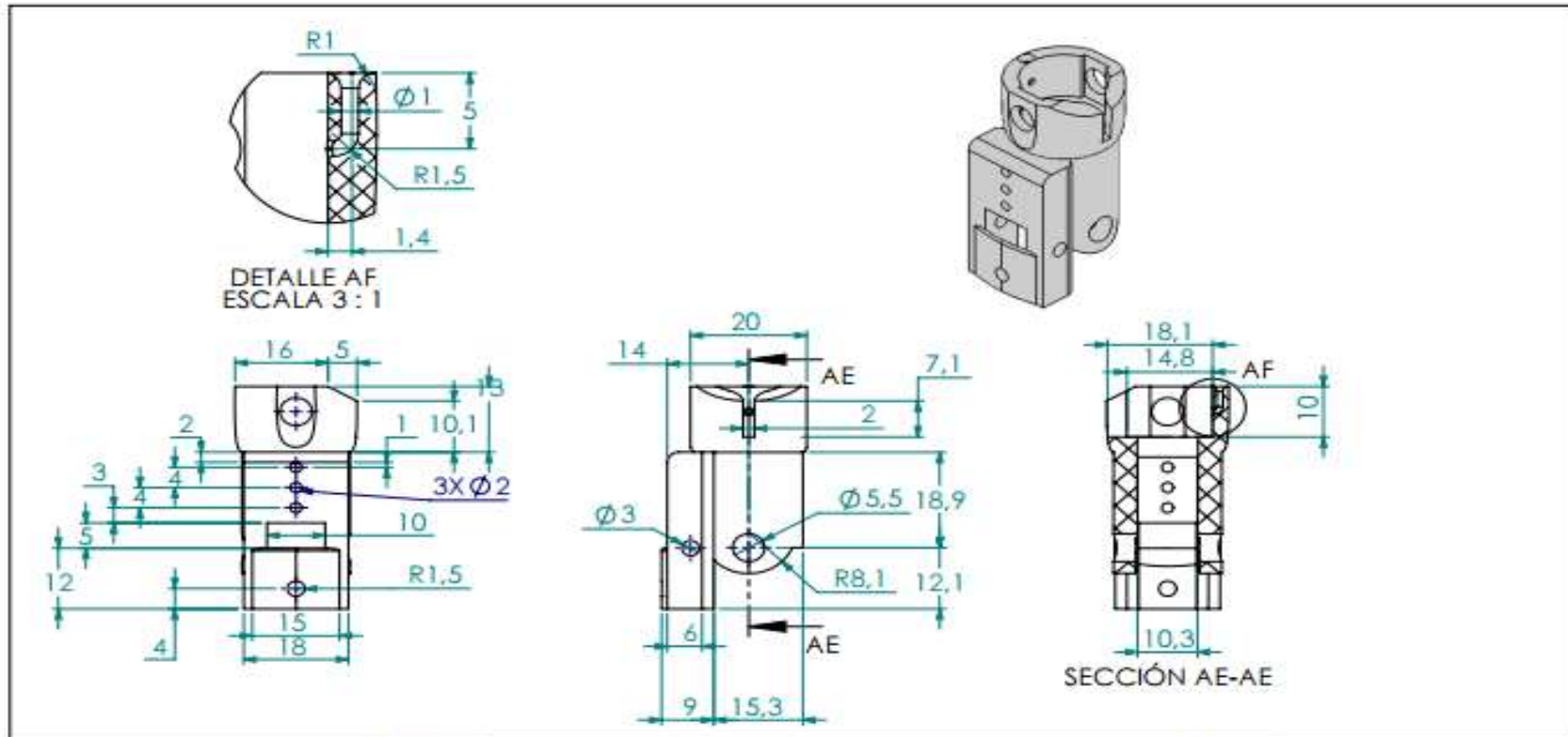
Anexo I. PLANO PALMA, PARTE INFERIOR



Anexo K. PLANO FALANGE MEDIAL DEL PULGAR



Anexo L. PLANO FALANGE PROXIMAL DEL PULGAR



Universidad
Industrial de
Santander

Proyecto:

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR PARA PERSONAS CON AMPUTACIÓN POR DEBAJO DE CODO

Nombre de la pieza: Falange proximal del Pulgar

Director: Jorge E. Meneses F.

Dibujo:

Alberth A. Calvache Jaramillo

Plano Numero: 10 de 15

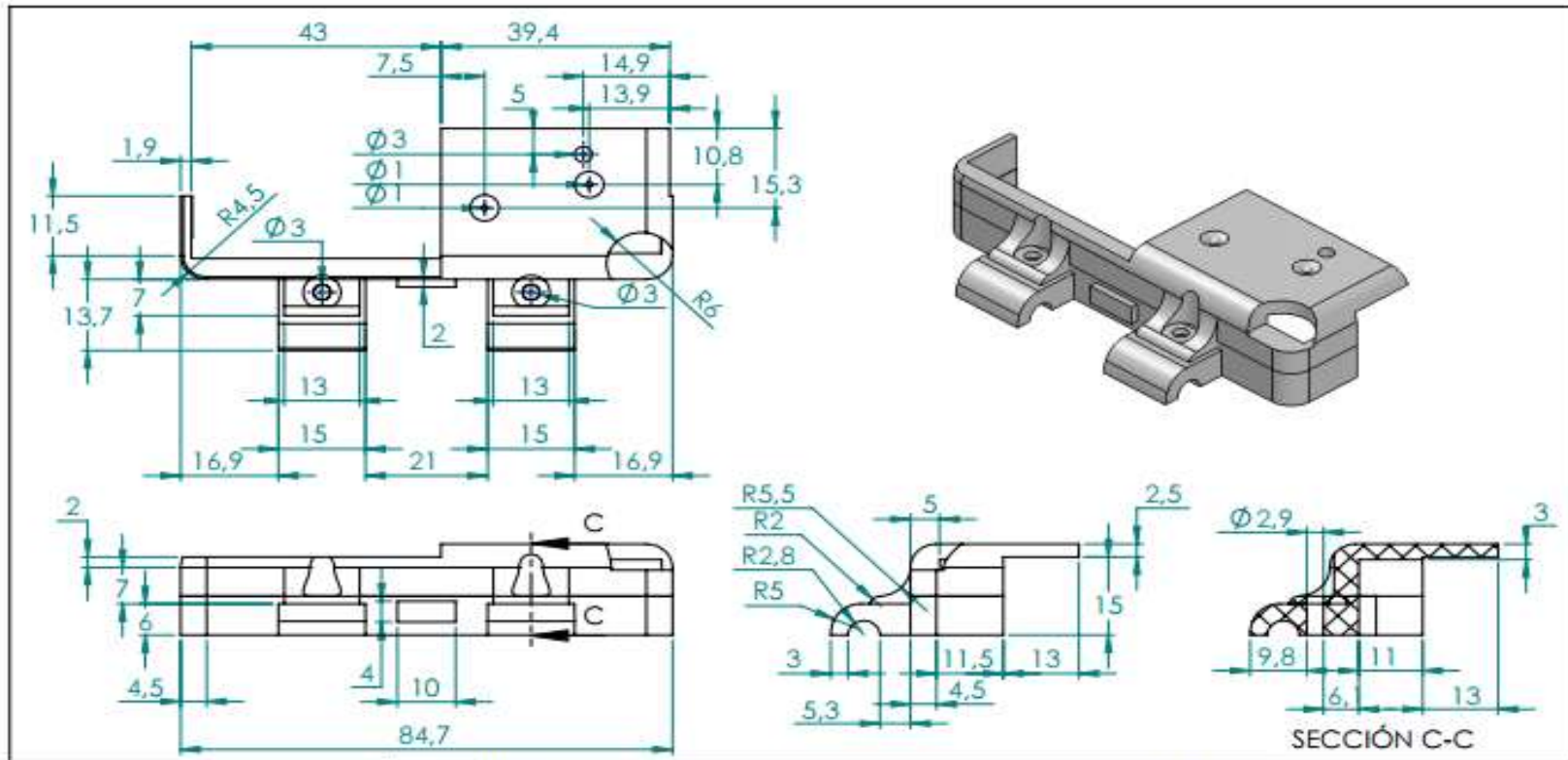
Fecha:

28/04/2017

Material: ABS

Unidades: [mm]

Anexo M. PLANO PRIMERA TAPA DE LA PALMA



Universidad
Industrial de
Santander

Proyecto:

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR PARA PERSONAS CON AMPUTACIÓN POR DEBAJO DE CODO

Nombre de la pieza: Primer tapa de la palma

Director: Jorge E. Meneses F.

Dibujo:

Alberth A. Calvache Jaramillo

Plano Numero: 11 de 15

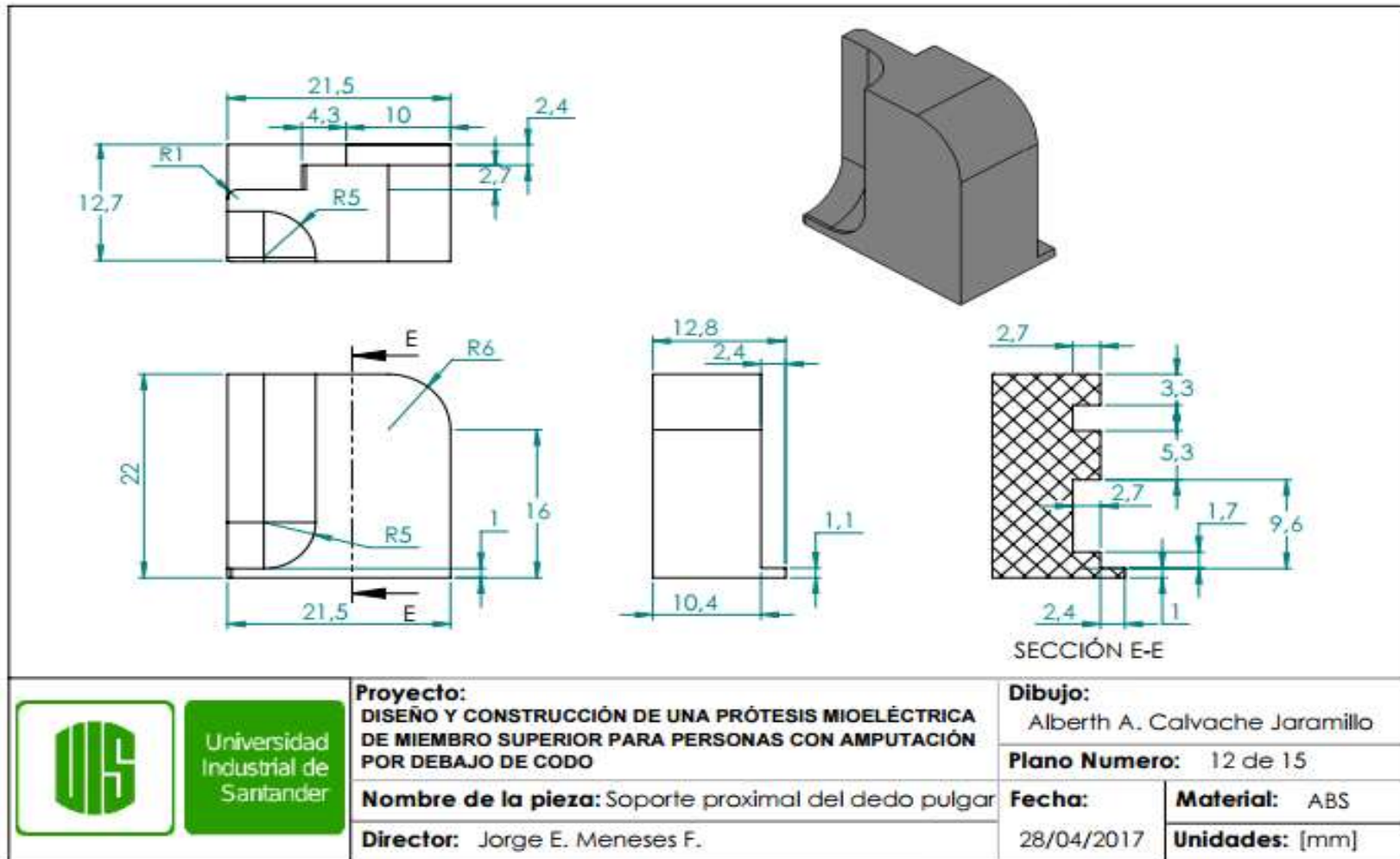
Fecha:

28/04/2017

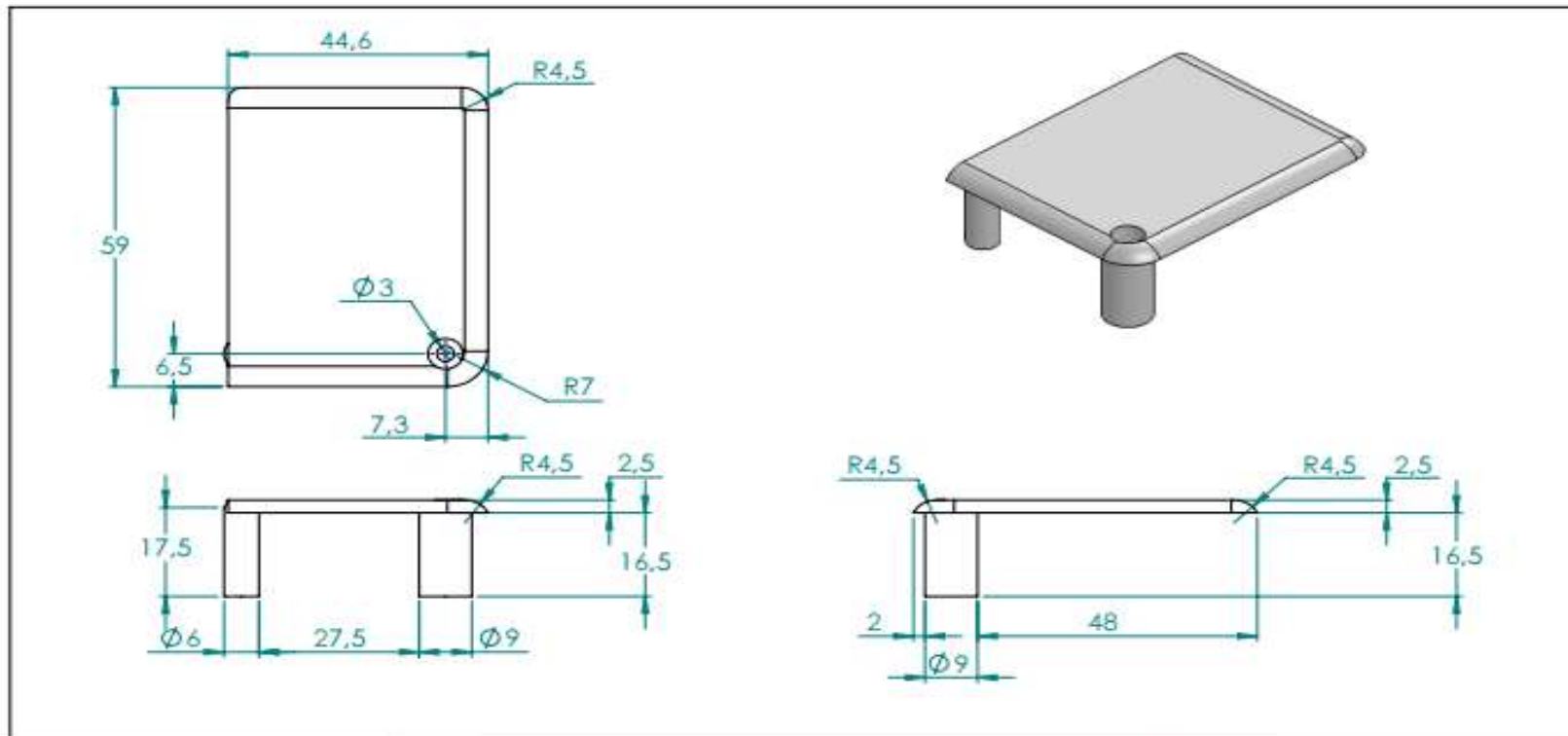
Material: ABS

Unidades: [mm]

Anexo N. PLANO SOPORTE PROXIMAL DEL DEDO PULGAR



Anexo O. PLANO SEGUNDA TAPA DE LA PALMA



Universidad
Industrial de
Santander

Proyecto:
DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA
DE MIEMBRO SUPERIOR PARA PERSONAS CON AMPUTACIÓN
POR DEBAJO DE CODO

Nombre de la pieza: Segunda tapa de la palma

Director: Jorge E. Meneses F.

Dibujo:
Alberth A. Calvache Jaramillo

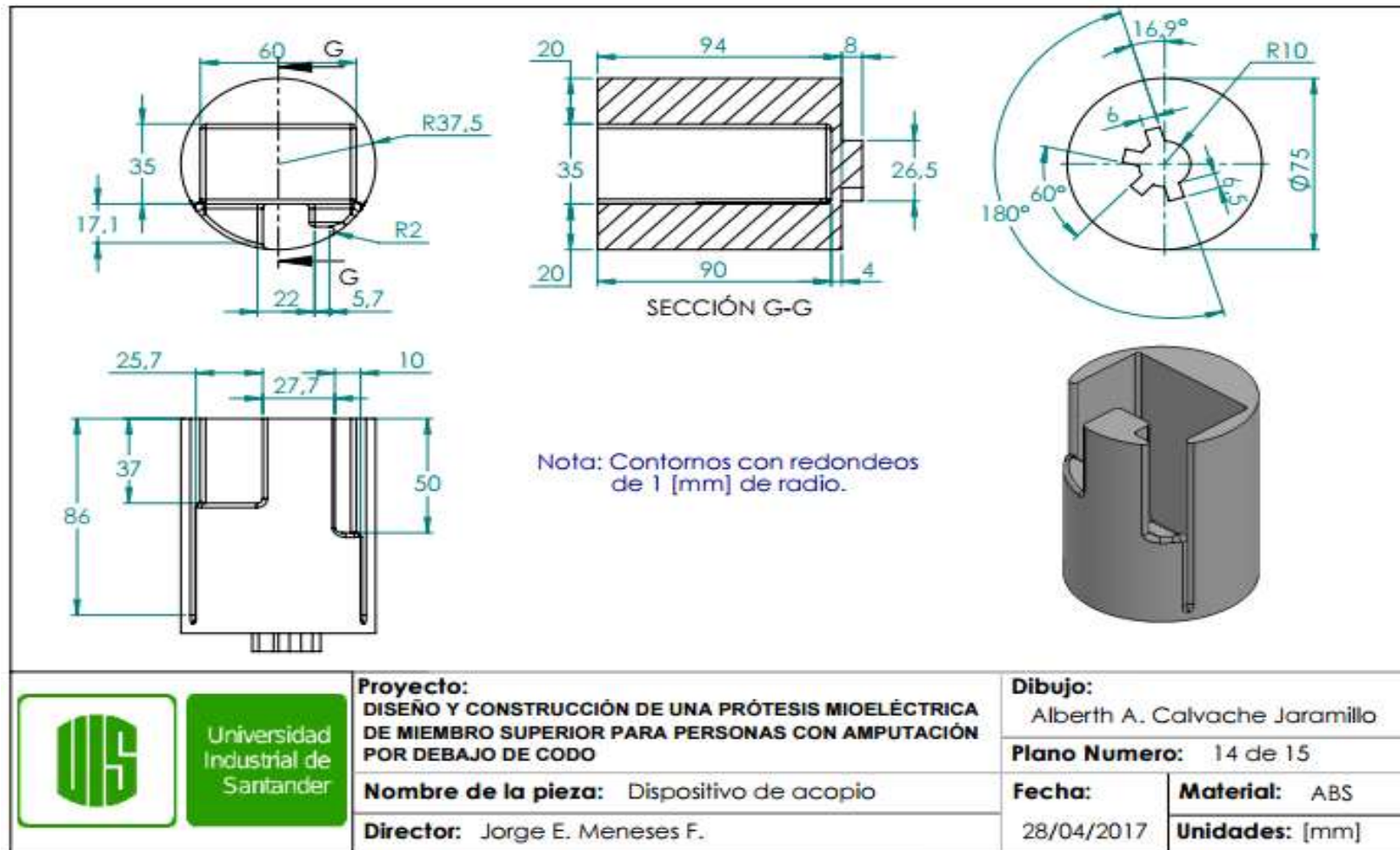
Plano Numero: 13 de 15

Fecha: 28/04/2017

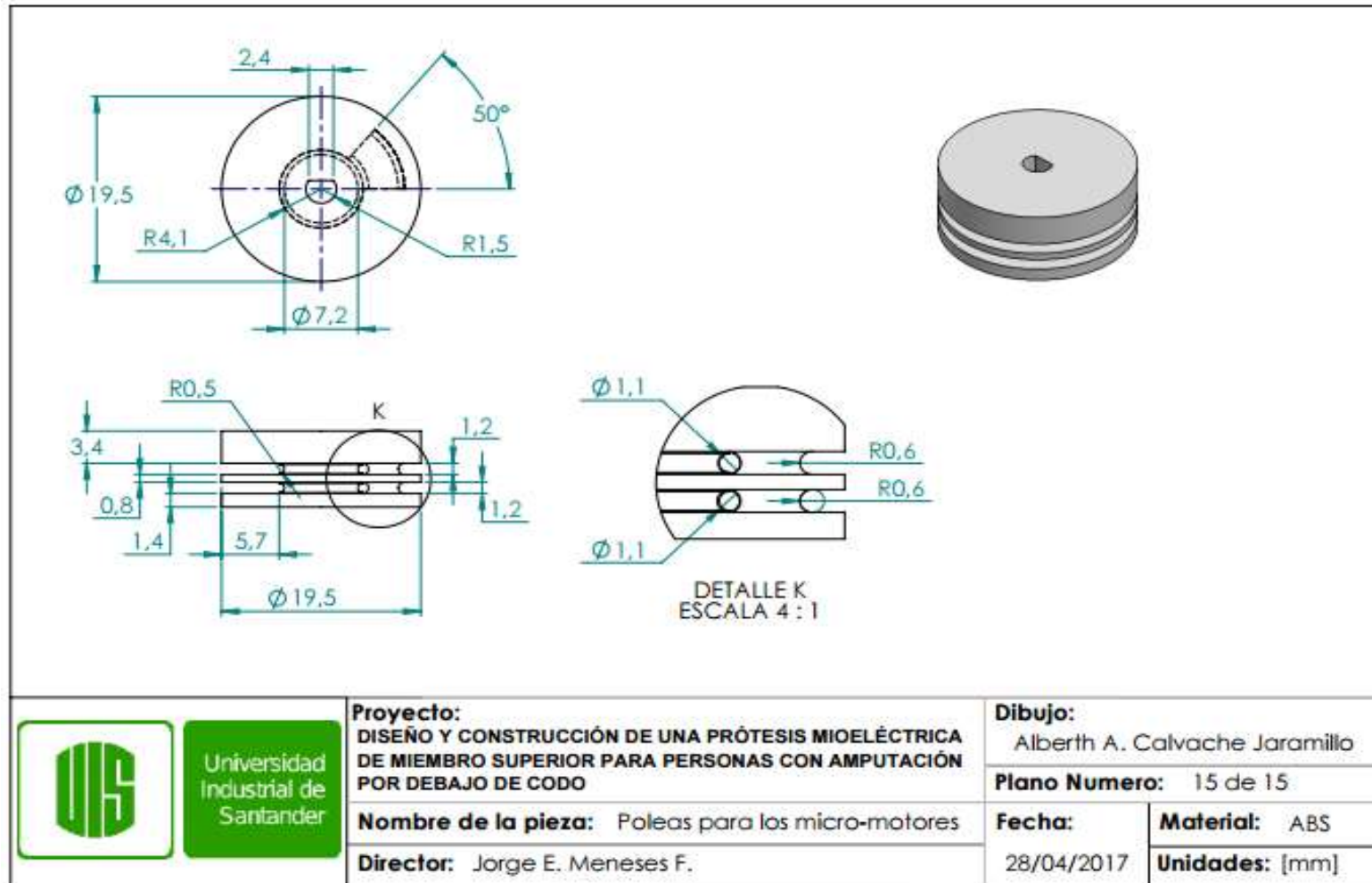
Material: ABS

Unidades: [mm]

Anexo P. PLANO DISPOSITIVO DE ACOPIO



Anexo Q. PLANO POLEAS PARA LOS MICRO-MOTORES



**Anexo R. CÓDIGO
IMPLEMENTADO EN EL
MICROCONTROLADOR**

```

////////////////////////////////////
////
/*          DEFINICION DE
VARIABLES          */
////////////////////////////////////
////
//Libreria
#include <TimerOne.h>
//Variable para el tiempo
volatile unsigned long Tiempo=0;
//Lectura del pulso entrada principal
float LecturaDePulso=A1;
//Variable que almacenara el valor del
pulso
float Pulso;
int ValorPulso;
int EstadoPulso;
//Variable que almacenara el valor de
la corriente
float Sensor=A0;
float Sensada;
float Voltaje;
float CorrienteSensada;
float ValorLimiteCorriente;
float ValorLimiteCorriente2;
//Variable del final de carrera de los
dedos indice y del medio
float FCDedos=A5;
float valorLimiteFC;
//Variables que almacenan el estado
presente
int Estado;
int DedosEnExtencion;
int EstadoWhile;
int EstadoWhile2;
float ValorLimiteTiempo;
int Segundos;
//Variables de polaridad del motor
para el dedo indice
int M1F1=6; //Color gris

```

```

int M1F2=5; //Color blanco
//Variables de polaridad del motor
para el dedo corazon
int M2F1=4; //Color gris
int M2F2=3; //Color blanco
////////////////////////////////////
////
/*          DEFINICION DE
ENTRADAS Y VARIABLES          */
////////////////////////////////////
////
void setup()
{
//Comunicacion
Serial.begin(9600);
// ENTRADAS
//Todas son analogicas
// SALIDAS
pinMode(M1F1, OUTPUT);
pinMode(M1F2, OUTPUT);
pinMode(M2F1, OUTPUT);
pinMode(M2F2, OUTPUT);
//Estado inicial
Estado=0;
EstadoPulso=0;
valorLimiteFC=30;
EstadoWhile=0;
EstadoWhile2=0;
ValorLimiteCorriente=2;
ValorLimiteCorriente2=6.5;
Segundos=2.5;
ValorLimiteTiempo=8*Segundos;
ValorPulso=500;
//Tiempo
Timer1.initialize(125000); // Dispara
cada 1/8 de segundo

Timer1.attachInterrupt(OctavosDeSeg
undo); // Activa la interrupcion y la
asocia a OctavosDeSegundo
Tiempo=0;
//Texto de bienvenida
Serial.println("Programa:");
}

```

```

////////////////////////////////////
////
/* DEFINICION DE CODIGO
*////////////////////////////////////
////
void OctavosDeSegundo()
{
    Tiempo++;    //Contador de
octavos de segundo
}
void loop()
{
////////////////////////////////////
////
/* ESTADO INICIAL
*////////////////////////////////////
////

DedosEnExtencion=analogRead(FCD
edos);
if (Estado==0)
{
    if
(DedosEnExtencion<valorLimiteFC)
    {
        Serial.println("Punto inicial:
Pocision indeterminada imposible
iniciar");

while(DedosEnExtencion<valorLimite
FC)
    {

DedosEnExtencion=analogRead(FCD
edos);
    //Configuracion para abrir la
mano
        digitalWrite(M2F1, HIGH);
        digitalWrite(M2F2, LOW);
        delay(50);
        digitalWrite(M1F1, HIGH);
        digitalWrite(M1F2, LOW);
    }
}

    if
(DedosEnExtencion>valorLimiteFC)
    {
        Estado=1;
        Serial.println("Punto inicial: Mano
abierta, sistema listo para iniciar");
        digitalWrite(M2F1, LOW);
        digitalWrite(M2F2, LOW);
        delay(50);
        digitalWrite(M1F1, LOW);
        digitalWrite(M1F2, LOW);
        //delay(1000);
    }
}
else
{
    //Estado=1;
    digitalWrite(M1F1, LOW);
    digitalWrite(M1F2, LOW);
    digitalWrite(M2F1, LOW);
    digitalWrite(M2F2, LOW);
    //delay(1000);
}
////////////////////////////////////
////
/* ESTADO UNO Y CUATRO
*////////////////////////////////////
////

Pulso=analogRead(LecturaDePulso);
if ((Pulso>ValorPulso) &&
(EstadoPulso==0))
{
    EstadoPulso=1;
}
if ((Pulso<ValorPulso) &&
(Estado==4))
{
    EstadoPulso=6;
}
if ((Pulso>ValorPulso) &&
(EstadoPulso==6))
{
    EstadoPulso=7;
}

```



```

        {
            EstadoPulso=2;
        }
        if      ((Pulso>ValorPulso)    &&
(Estado==2))
        {
            EstadoPulso=3;
        }
        if      ((Pulso<ValorPulso)    &&
(EstadoPulso==2))
        {
            EstadoPulso=4;
        }

if((Estado==2)&&((EstadoPulso==4)||
(EstadoPulso==3)))
    {
        while(EstadoPulso<5)
        {
            Pulso=analogRead(LecturaDePulso);
            if (Pulso<ValorPulso)
            {
                EstadoPulso=4;
            }
            if      ((Pulso>ValorPulso)    &&
(EstadoPulso==4))
            {
                EstadoPulso=5;
            }
            digitalWrite(M1F1, LOW);
            digitalWrite(M1F2, LOW);
            digitalWrite(M2F1, LOW);
            digitalWrite(M2F2, LOW);
        }
        Estado=3;
        Serial.print("Estado Actual: ");
        Serial.println("Dedos
extencion");
    }
    else
    {
        digitalWrite(M1F1, LOW);
        digitalWrite(M1F2, LOW);
        digitalWrite(M2F1, LOW);
        digitalWrite(M2F2, LOW);
        digitalWrite(M2F1, LOW);
        digitalWrite(M2F2, LOW);
    }
}

////////////////////////////////////////////////////
//
// ESTADO TRES
////////////////////////////////////////////////////

Pulso=analogRead(LecturaDePulso);
if      ((Pulso<ValorPulso)    &&
(EstadoPulso==5))
    {
        EstadoPulso=6;
    }

if((Estado==3)&&((EstadoPulso==6)||
(EstadoPulso==5)))
    {
        Tiempo=0;
        while(EstadoWhile2==0)
        {
            DedosEnExtencion=analogRead(FCD
edos);

            if((DedosEnExtencion>=valorLimiteF
C)||
(CorrienteSensada>=ValorLimiteC
orriente2)||
(EstadoPulso>=7)||
(Tiempo>=ValorLimiteTiempo))
                {
                    EstadoWhile2=1;
                }

            DedosEnExtencion=analogRead(FCD
edos);
            Sensada=analogRead(Sensor);
            Voltaje=Sensada*(5.0/1023.0);
            CorrienteSensada=15*(Voltaje-
2.5);

            Pulso=analogRead(LecturaDePulso);
            Serial.print("Voltaje: ");

```

```

        Serial.print(Voltaje);
        Serial.print(",
CorrienteSensada: ");

Serial.println(CorrienteSensada);
    Serial.print("Tiempo: ");
    Serial.println(Tiempo);

Serial.print("DedosEnExtencion: ");

Serial.println(DedosEnExtencion);
    if (Pulso<ValorPulso)
    {
        EstadoPulso=6;
    }
    if ((Pulso>ValorPulso)    &&
(EstadoPulso==6))
    {
        EstadoPulso=7;
    }
    Serial.print("EstadoPulso: ");
    Serial.println(EstadoPulso);
    //Configuracion para abrir la
mano
    digitalWrite(M2F1, HIGH);
    digitalWrite(M2F2, LOW);
    delay(50);
    digitalWrite(M1F1, HIGH);
    digitalWrite(M1F2, LOW);
}
//noInterrupts(); // Suspende la
interrupcion
//
    Serial.print("Voltaje: ");
    Serial.print(Voltaje);
    Serial.print(",
CorrienteSensada: ");

Serial.println(CorrienteSensada);
    Serial.print("Tiempo: ");
    Serial.println(Tiempo);

Serial.print("DedosEnExtencion: ");

Serial.println(DedosEnExtencion);
        Serial.print("EstadoPulso: ");
        Serial.println(EstadoPulso);
//
        EstadoWhile2=0;
        Estado=4;
        digitalWrite(M1F1, LOW);
        digitalWrite(M1F2, LOW);
        digitalWrite(M2F1, LOW);
        digitalWrite(M2F2, LOW);
        Serial.print("Estado Actual: ");
        Serial.print(Estado);
        Serial.println(", Mano abierta");
    }
    else
    {
        digitalWrite(M1F1, LOW);
        digitalWrite(M1F2, LOW);
        digitalWrite(M2F1, LOW);
        digitalWrite(M2F2,          LOW

```

