



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

SEDE QUITO

CARRERA DE MECATRÓNICA

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS BIÓNICA PARA
AMPUTACIÓN TRANSRADIAL CONTROLADA POR BIO SENSORES
MUSCULARES**

Trabajo de titulación previo a la obtención del

Título de Ingeniero en Mecatrónica

AUTORES: ANDRÉS RODRIGO CHILLAGANO TIPÁN

PABLO ANDRÉS MURMINACHO CHILLAGANA

TUTOR: FABIO EDUARDO OBANDO HERRERA

Quito-Ecuador

2022

**CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN**

Nosotros, Andrés Rodrigo Chillagano Tipán con documento de identificación N° 1725144818 y Pablo Andrés Murminacho Chillagana con documento de identificación N° 1727188946; manifestamos que:

Somos los autores del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

Quito, 11 de noviembre del año 2022

Atentamente,



Andrés Rodrigo Chillagano Tipán

1725144818



Pablo Andrés Murminacho Chillagana

1727188946

**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Nosotros, Andrés Rodrigo Chillagano Tipán con documento de identificación No. 1725144818 y Pablo Andrés Murminacho Chillagana con documento de identificación No. 1727188946, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos los autores del Proyecto Técnico: “Diseño y Construcción de un Prototipo de Prótesis Biónica para Amputación Transradial Controlada por Bio Sensores Musculares”, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en Mecatrónica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribimos este documento en el momento que hagamos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 11 de noviembre del año 2022

Atentamente,



Andrés Rodrigo Chillagano Tipan

1725144818



Pablo Andrés Murminacho Chillagana

1727188946

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Fabio Eduardo Obando Herrera con documento de identificación N° 1707982169, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS BIÓNICA PARA AMPUTACIÓN TRANSRADIAL CONTROLADA POR BIO SENSORES MUSCULARES**, realizado por Andrés Rodrigo Chillagano Tipán con documento de identificación N° 1725144818 y Pablo Andrés Murminacho Chillagana con documento de identificación N° 1727188946, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción de Proyecto Técnico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 11 de noviembre del año 2022

Atentamente,



Ing. Fabio Eduardo Obando Herrera, MSc

1707982169

Agradecimiento

Agradezco a mis padres Gonzalo y Lucinda por el apoyo total que me han brindado a lo largo de mi carrera, por sus consejos, enseñanzas y motivación a completar una nueva meta.

Mis hermanas Alexandra, Verónica, Gabriela y Daniela por brindarme confianza en cumplir mis sueños y mis metas, sin olvidarme de mi cuñado Miguel y mis sobrinos Mia y Dante que siempre están presentes

Mis grandes amigos Pablo, Erik, Dayan y Bryan que al largo de la carrera hemos sabido superar y darnos el apoyo necesario para aprobar las materias cumplir proyectos y saber cuándo uno más los necesito han estado siempre presentes.

A mi director de proyecto, Ingeniero Fabio Obando, por apoyar la idea del proyecto y creer que este trabajo puede ayudar a cambiar completamente la vida de una persona, así como a todos mis docentes que me brindaron a lo largo del colegio y la universidad sus conocimientos y ayudaron a formarme no solo como profesional también como persona.

Mi último párrafo es especial quiero agradecer a dos personas que cambiaron mi vida completamente Viridiana y Santi sin ellos la idea de crear tecnología designada a la salud no hubiera nacido ellos fueron el pilar central de esta idea.

Gracias por todo el apoyo, el ejemplo y los consejos. Para todos ustedes les dedico el presente proyecto.

Andrés Rodrigo Chillagano Tipán

Agradezco a Dios principalmente, a mi familia por todo el apoyo incondicional que me han brindado a lo largo de mi carrera, por guiarme y corregirme cuando fallaba.

A mi director de proyecto, Ingeniero Fabio Obando, por apoyar con sus conocimientos para que este proyecto tenga éxito, así como, a las autoridades y docentes de la carrera.

Gracias por su ejemplo les dedico el presente proyecto.

Pablo Andrés Murminacho

Índice

RESUMEN	I
ABSTRACT.....	I
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	II
JUSTIFICACIÓN	II
OBJETIVOS	III
CAPÍTULO 1: MARCO TEÓRICO.....	16
1.1 Definiciones	16
1.1.1 Discapacidad física	16
1.1.2 Prótesis de miembro superior	16
1.1.3 Electromiografía	16
1.2 Tipos de amputaciones	16
1.2.1 Amputación transradial.....	16
1.3 Prótesis comunes en el mercado.....	16
1.3.1 Prótesis estéticas	16
1.3.2 Prótesis mecánicas	17
1.3.3 Prótesis eléctrica	17
1.3.4 Prótesis mioeléctrica.....	18
1.4 Anatomía	18
1.4.1 Arquitectura de la mano	18
1.4.2 Locomoción de la mano	19
1.5 Sensores musculares.....	19
1.5.1 Sensor MyoWare	19

1.5.2 Analog EMG Sensor by OYMotion	19
1.5.3 Sensor EMG Ad8832.....	19
1.5.4 Amplificador AD620.....	20
1.6 Estado del arte	20
1.6.1 Proyectos Nacionales.....	20
1.6.2 Proyectos Internacionales.....	24
CAPÍTULO 2: ANÁLISIS DE ALTERNATIVAS.....	28
2.1 Identificación de necesidades.....	28
2.2 Interpretación de las necesidades	30
2.3 Organización de necesidades en jerarquía	31
2.4 Importancia relativa de las necesidades	31
2.5 Reflexión de los resultados y procesos	32
2.6 Especificaciones del producto.....	32
2.7 Matriz QFD	33
2.8 Análisis de resultados de la matriz QFD.....	34
2.9 Diseño.....	34
2.10 Diseño conceptual	36
2.10.1 Aclarar el problema	36
2.10.2 Explorar sistemáticamente.....	37
2.10.3 Reflexión de soluciones y proceso	37
CAPÍTULO 3: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN.....	40
3.1 Diseño de Hardware	40
3.1.1 Estructura.....	40
3.1.1.1 Deformación del material	44

3.1.1.2 Factor seguridad	45
3.1.2 Sensores	47
3.1.3 Actuadores	49
3.1.4 Microcontrolador	52
3.2 Diseño de Software	54
3.2.1 Diagrama de flujo	54
3.3 Implementación de Hardware	56
3.4 Implementación de Software de Control.....	57
CAPÍTULO 4: ANÁLISIS DE COSTO, PRUEBAS Y RESULTADOS	63
4.1 Análisis de costos	63
4.2 Pruebas y Resultados.....	66
CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	69
Referencias.....	70
ANEXOS	74
Datasheet MG90S	74
Datasheet AD620	74
Datasheet Pololu 30:1.....	75
Sensor Myoware.....	76
Modelado del bio sensor propuesto.....	76
Diagrama del bio sensor propuesto	77
Características de los electrodos	78
Plano Muñón	79
Plano antebrazo	80
Plano Palmar	81
Plano falange proximal.....	82

Plano falange media	83
Plano falange distal	84
Programación realizada en Arduino	85
Fotos del paciente	90
Certificado de aceptación	92

Índice de figuras

Figura 1. Prótesis mecánica con tensores en las juntas	17
Figura 2. Prótesis electrónica con sistema de sujeción de pinza.....	17
Figura 3. Arquitectura de la mano	18
Figura 4. Arco transverso.....	19
Figura 5. Prototipo de mano de Sonia Verdú.....	20
Figura 6. Prótesis por control neuronal.....	21
Figura 7. Prótesis virtual brazalete articulación.....	21
Figura 8. Prótesis robótica para control de presión	22
Figura 9. Prótesis simulada para entablar movimiento	23
Figura 10. Diseño global de prototipo	24
Figura 11. Prótesis bebionic.....	25
Figura 12. The luke arm.....	25
Figura 13. Prótesis biónica.....	26
Figura 14. Prótesis I-limb	26
Figura 15. Prótesis robótica	26
Figura 16. Matriz QFD	33
Figura 17. Diagrama de bloques del proyecto	40
Figura 18. Medidas del paciente del brazo izquierdo	43
Figura 19. Medidas para el muñón	43
Figura 20. Prototipo de prótesis	44
Figura 21. Deformación de falange media.....	44
Figura 22. Deformación falange proximal.....	44
Figura 23. Deformación antebrazo	45
Figura 24. F.s de la falange proximal	45
Figura 25. F.s de la falange media	46
Figura 26. F.s de la falange distal	46
Figura 27. F.s del muñón	46
Figura 28. F.s del antebrazo.....	47
Figura 29. Bio sensor muscular	48
Figura 30. Servomotor MG90S	50

Figura 31. Servomotor FT5330M.....	51
Figura 32. Arduino UNO	53
Figura 33. Proceso de cierre de mano, rotación de muñeca y elevación de codo.....	55
Figura 34. Dedos del prototipo	56
Figura 35. Palmar del prototipo	56
Figura 36. Muñón del prototipo.....	57
Figura 37. Antebrazo del prototipo.....	57
Figura 38. Programación para adquisición de señales	58
Figura 39. Señal de contracción de codo	58
Figura 40. Señal de extensión y contracción de dedos	59
Figura 41. Señal de contracción del pulgar.....	59
Figura 42. Programación etapa 1 de control	60
Figura 43. Programación etapa 2 de control	60
Figura 44. Programación etapa 3 de control	61
Figura 45. Programación etapa 4 de control	61
Figura 46. Programación etapa 5 de control	62

Índice de tablas

Tabla I Arquitectura de la mano	18
Tabla II Resultados de encuestas.....	28
Tabla III Interpretación de necesidades.....	30
Tabla IV Jerarquía de necesidades.....	31
Tabla V Necesidades relativas	32
Tabla VI Características técnicas.....	33
Tabla VII Jerarquía de características técnicas.....	34
Tabla VIII Módulos para el diseño.....	34
Tabla IX Material.....	35
Tabla X Actuadores	35
Tabla XI Sujeción	35
Tabla XII Comparaciones.....	36
Tabla XIII Indicadores	38
Tabla XIV Alternativas.....	39
Tabla XV Toma de medidas para diseños CAD	41
Tabla XVI Medidas finales para la prótesis del paciente	42
Tabla XVII Especificaciones técnicas del sensor.....	48
Tabla XVIII Especificaciones técnicas del MG90S	49
Tabla XIX Especificaciones técnicas del FT5330M	50
Tabla XX Fuerza de contracción en dedos	52
Tabla XXI Fuerza de contracción total desde el codo	52
Tabla XXII Especificaciones técnicas Arduino UNO.....	53
Tabla XXIII Costos del sensor	64
Tabla XXIV Costos de implementación.....	64
Tabla XXV Costos varios	65
Tabla XXVI Datos de flexión y extensión del codo.....	66
Tabla XXVII Datos de flexión y extensión de los dedos Datos de flexión y extensión del codo	66
Tabla XXVIII Datos de supinación y pronación de la muñeca Datos de flexión y extensión del codo.....	67

Tabla XXIX Resultados de satisfacción del prototipo.....	68
---	----

Índice de Ecuaciones

(Ec. 1).....	50
(Ec. 2).....	53
(Ec. 3).....	53
(Ec. 4).....	56
(Ec. 5).....	67

RESUMEN

Se realizó el diseño y construcción de un prototipo de prótesis para un joven de 17 años de edad que ha sufrido una amputación transradial, se elaboró un prototipo basado en impresión 3D siendo una alternativa que permita diseñar y fabricar prótesis de manera fácil, rápida y a precios razonables.

Se investigó bibliográficamente sobre la amputación transradial y señales mioeléctricas, además, se diseñó y construyó un sensor que permita captar dichas señales, a su vez se utilizaron servo motores para generar el movimiento del prototipo, finalmente, con la presencia del paciente, se realizó un estudio antropométrico, para obtener una base de datos y diseñar el prototipo que se adapte a las necesidades de la persona.

Palabras clave: amputación transradial, impresión 3D, prototipo, prótesis, señales mioeléctricas.

ABSTRACT

The design and construction of a prosthesis prototype was carried out for a 17-year-old boy who has suffered a transradial amputation, a prototype based on 3D printing was developed, being an alternative that allows the design and manufacture of prostheses easily, quickly and at prices reasonable.

A bibliographical investigation was carried out on transradial amputation and myoelectric signals, in addition, a sensor was designed and built that allows capturing said signals, in turn servo motors were used to generate the movement of the prototype, finally, with the presence of the patient, an anthropometric study, to obtain a database and design the prototype that adapts to the needs of the person.

Keywords: transradial amputation, 3D printing, prototype, prosthesis, myoelectric signals.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En Ecuador el total de personas con discapacidad física laboralmente activas es de 54.25% [1]. El porcentaje mostrado incluye a la población que posee una discapacidad por una amputación de sus miembros. Pero no se tiene un censo oficial que detalle el nivel de la población nacional que posea una discapacidad física.

El no depender de una extremidad, en este caso el de un brazo, siempre dificulta o limita las acciones físicas debido a que la mayoría de actividades como levantar y transportar objetos son parte de las labores diarias. Con base en este análisis y gracias a los avances médicos se consigue diseñar prótesis de uso estético y prótesis funcionales las cuales poseen un grado limitado de movimientos programados. La alternativa para actualizar una prótesis estética es con la aplicación de la mecatrónica, controlar la movilidad de esta mediante la electrónica y mecánica, además se empleará la adquisición de señales mioeléctricas obtenidas a partir de la función muscular [2].

JUSTIFICACIÓN

En el caso de prótesis funcionales se encuentra la empresa “Touch Bionics”. Sus productos son los más sofisticados y con alto costo que se encuentran disponibles en la actualidad, sus prótesis más baratas tienen un costo aproximado de \$5.000 y uno de sus últimos modelos redondean en el costo de los \$20.000 [3].

En Ecuador existen algunas entidades que se dedican a la elaboración o exportación de prótesis, pero el costo de estas es demasiado elevado o en muchos casos son prótesis cosméticas, según el Ministerio de Salud Pública MSP los costos de sus prótesis son entre los \$2.000 y \$3.000, éstas suelen ser estéticas o mecánicas. Debido a esto se busca que, a partir de proyectos de prótesis basadas en impresión 3D se genere una alternativa que permita a la población diseñar y fabricar prótesis de manera fácil, rápida y de bajo coste [4].

En la actualidad, gracias a la creciente disponibilidad de escenarios de fabricación digital, a la disponibilidad de precios razonables de componentes electrónicos como actuadores y sensores, es posible desarrollar en nuestro país prótesis externas para personas en situación de discapacidad.

Para complementar este proyecto se deben realizar investigaciones sobre los tipos de amputación y como tratarlos, además de diseñar diferentes prototipos que se adapten a las necesidades del paciente, se debe revisar diseños ya existentes a fin de llegar a una propuesta de prótesis que brinde al usuario una mayor satisfacción. Se espera que a largo plazo se puedan realizar prótesis mioeléctricas que brinden una mejor solución a los pacientes y a su vez sean a bajo costo y puedan asemejarse a una extremidad real [5], [6], [7].

El prototipo a diseñar es una visión hacia la innovación ecuatoriana, recalcando la fiabilidad y funcionalidad de los avances tecnológicos dentro del país, además de estar dentro de los parámetros económicos de la sociedad ecuatoriana. El prototipo debe ser utilizado de tal manera que recree los procesos de una extremidad natural, conforme a lo que se plantea en el problema de estudio.

OBJETIVOS

Objetivo general

Diseñar y construir un prototipo de prótesis biónica controlada por bio sensores musculares para amputación transradial basándonos en estudios biomédicos.

Objetivo específico

- Diseñar un modelo tridimensional de la prótesis a partir de la anatomía y fisiología de un brazo humano.
- Verificar el funcionamiento de los sensores y actuadores para el proyecto.
- Generar movimiento protésico, mediante biosensores musculares y actuadores electromecánicos.
- Comprobar el correcto funcionamiento de las articulaciones mediante pruebas con un paciente

CAPÍTULO 1: MARCO TEÓRICO

El Ecuador tiene una población de 17.511.000 habitantes, de los cuales 470.820 personas generando el 2.69% de la población total están registradas como personas con discapacidad, de este grupo alrededor de 215.125 personas tienen discapacidad física focalizados con un grado de discapacidad del 10% al 100% de discapacidad [8], [9].

1.1 Definiciones

1.1.1 Discapacidad física

Implica limitaciones y restricciones neuromusculoesqueléticas, los cuales generan dificultades en coordinación, movimiento, desplazamiento, fuerza y defectos de motricidad. La discapacidad física se puede dividir en estructurales, irreversibles e irrecuperables [10], [11].

1.1.2 Prótesis de miembro superior

Éstas sustituyen la extremidad perdida, sin embargo, son prótesis estéticas con movimientos limitados [12].

1.1.3 Electromiografía

La electromiografía corresponde a la lectura de señales eléctricas, las cuales son generadas a través de los músculos. Las señales mioeléctricas son producidas a través de la contracción muscular, debido a la generación de iones por parte de las fibras musculares [13].

1.2 Tipos de amputaciones

1.2.1 Amputación transradial

La amputación transradial se divide en amputaciones cortas, muy cortas, largas y medianas, la cual, es generada en el área del antebrazo, este tipo de amputaciones necesitan elementos para ajuste y adaptadores de fijación al muñón [14].

1.3 Prótesis comunes en el mercado

1.3.1 Prótesis estéticas

La creación de éstas conlleva el remplazo de la extremidad afectada, el cual no devuelve la motricidad hacia el paciente. La prótesis permite proporcionar seguridad y confianza

hacia la persona, mermando las inseguridades psicológicas que se genera por la pérdida de un miembro [15].

1.3.2 Prótesis mecánicas

Los movimientos que realiza la persona mediante estas prótesis (**Figura 1**) suelen ser controladas por la intervención de dispositivos, cables o cintas. Los cuales generan tracción o rotación hacia la prótesis [16].

Prótesis que poseen dispositivos de apertura y cierre mediante circuitos mecánicos que generan el movimiento simulando tendones, son limitadas en el nivel de uso y movimiento. Intenta recrear de manera similar la física de los miembros superiores naturales, la sujeción de estas prótesis es a través del movimiento físico del cuerpo [17].



Figura 1. Prótesis mecánica con tendones en las juntas [17]

1.3.3 Prótesis eléctrica

Son dispositivos (**Figura 2**) que varían en su diseño, se vincula la programación con la parte mecánica, permitiendo cumplir su función a partir de una configuración de botones para crear un movimiento. Por lo casual este tipo de prótesis no se asemejan a una mano si no más a una pinza [17].



Figura 2. Prótesis electrónica con sistema de sujeción de pinza [17]

1.3.4 Prótesis mioeléctrica

Son sistemas electromecánicos que son controlados por señales electromiográficas. Las señales mioeléctricas utilizan sensores que poseen agujas o electrodos, normalmente ubicados en el muñón del paciente, permitiendo la captación de señales de manera superficial [17].

1.4 Anatomía

1.4.1 Arquitectura de la mano

La mano (**Figura 3**) se constituye de 8 huesos del grupo de los carpianos divididos en dos: línea proximal articulada y línea del pisiforme, se encuentran interconectados con el radio y el cubito, así como el palmar.

El funcionamiento de la mano está constituido por secciones fijas y móviles, la parte fija se crea por la unión del tercer metacarpiano y la fila distal del carpo, la sección móvil posee la interconexión con articulaciones intermetacarpianas en la segunda y tercera articulación carpometacarpiana [18].

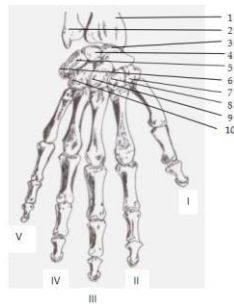


Figura 3. Arquitectura de la mano [18]

En la **Tabla I** se especifica la arquitectura de la mano.

Tabla I Arquitectura de la mano [18]

1	Radio	6	Pisiforme	I	Pulgar
2	Cubito	7	Trapecio	II	Índice
3	Escafoides	8	Trapezoide	III	Medio
4	Semilunar	9	Grande	IV	Anular
5	Pramidal	10	Ganchozo	V	Meñique

1.4.2 Locomoción de la mano

La sección del arco transversal (Figura 4) en los metacarpios gira hacia el palmar, creando un círculo en la región tenar e hipotenar dando como resultado los movimientos más utilizados creando un agarre [18].



Figura 4. Arco transversal [18]

1.5 Sensores musculares

1.5.1 Sensor MyoWare

Este sensor mide la actividad de la contracción muscular mediante el monitoreo del potencial mioeléctrico, generado por las fibras musculares que se conoce como señal electromiográfica (EMG). El sensor genera una amplificación y procesamiento de la actividad eléctrica de un músculo, lo convierte en una señal analógica de fácil lectura por cualquier microcontrolador que posea un convertidor ADC [19].

1.5.2 Analog EMG Sensor by OYMotion

Este es un sensor de inducción activo que puede proporcionar una colección de señales de alta calidad y es fácil de usar. Solo se necesitan preparaciones simples para aplicar el módulo para áreas estáticas o dinámicas. Se aplica un electrodo seco al módulo y se dispone de una señal de buena calidad incluso sin gel conductor [20].

1.5.3 Sensor EMG Ad8832

El sensor mide la actividad eléctrica filtrándola y rectificándola a la salida del músculo, la amplificación de la adquisición de la señal depende de la actividad muscular efectuada. El sensor posee 3 entradas generando una lectura precisa para contracciones o dilataciones de los músculos [21].

1.5.4 Amplificador AD620

Este amplificador permite una reducción de costos a la par que genera una alta precisión tanto en adquisición y amplificación de señal, su arquitectura le permite ser de fácil transporte y tener usos variados dentro de la medicina entre estos esta: adquisición de señales EMG, ECG y monitoreo de presión arterial [22].

1.6 Estado del arte

La gran parte de diseños protésicos para extremidades superiores permiten la contracción y extensión de los dedos, además, son diseñados para que su movimiento mecánico sea a través de tensores, como cuerdas o hilos.

A continuación, se presentan algunos trabajos relacionados con la propuesta de proyecto.

1.6.1 Proyectos Nacionales

Se realizó la recopilación de trabajos similares a nivel nacional. Además, se generó una breve descripción de cada uno de los trabajos.

Prototipo basado en la prótesis de mano de Sonia Verdú

Existe el caso de un proyecto diseñado a partir de la estructura de Sonia Verdú (**Figura 5**), quien propone una estructura para personas con dedos amputados. Además, este modelo es impreso en 3D.

Para adquirir las señales mioeléctricas se utilizó un sensor Gravity: Analog EMG Sensor, debido a las características que posee, tales como amplificación filtración de las señales, permitiendo que cualquier microcontrolador pueda reconocerla [23].



Figura 5. Prototipo de mano de Sonia Verdú [23]

Hand of Hope

Existen varias propuestas para prótesis de extremidades superiores. Hand of hope es una de ellas, tiene el propósito de recrear los movimientos de una mano humana. Puede emular

seis tipos de posiciones y agarrares y funciones en armonía con el cuerpo humano mediante bioseñales [24].

Prótesis por control neuronal

Uno de los avances a nivel nacional más rescatable en el ámbito de prótesis es el diseño robótico creado por los ingenieros Infante Andrés y Fuentes Jimmy (**Figura 6**) los cuales generan una adquisición de datos por una diadema neuronal (Neurosky Minwave 2). La construcción mecánica de la prótesis es por medio de una impresora 3D de filamento el cual recrea de manera estética funcional la forma del miembro intervenido [25].

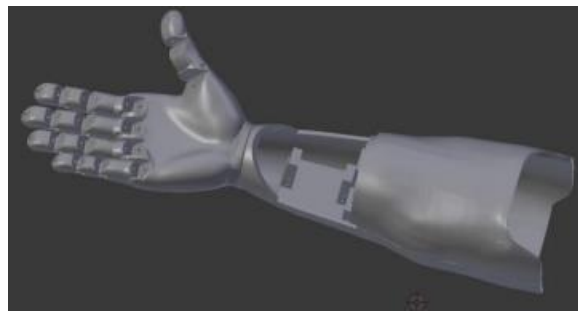


Figura 6. Prótesis por control neuronal [25]

Prótesis con brazalete Myoware

Los sistemas mioeléctricos se emplean en una gran variedad de campos, en el caso de la ESPOCH con colaboración de Pazmiño Alexandra, Jacome Jairo y Cuaical Bolívar se realizó un sistema de entrenamiento (**Figura 7**) a pacientes con miembros superiores amputados mediante el brazalete Myoware, el cual recrea en un sistema simulado de movimiento en una prótesis virtual creando distintos movimientos dependiendo de la necesidad del paciente [26].

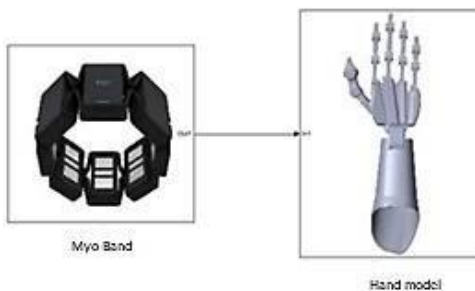


Figura 7. Prótesis virtual brazalete articulación [26]

Prótesis para control de presión

El campo de aplicabilidad dentro de los miembros superiores existe la medición de presión como corresponde al proyecto establecido por la Ing. Cedeño Ruty en colaboración con la Escuela Politécnica del Litoral, el sistema (**Figura 8**) recrea un control que modifique la presión ejercida en la acción de agarre mediante la intervención de las señales mioeléctricas captadas gracias al brazalete Myoware. Su construcción se fundamenta en la impresión 3D dando grados de libertad netamente a las falanges, creando un establecimiento de fuerza necesaria para la manipulación de ciertos objetos [27].

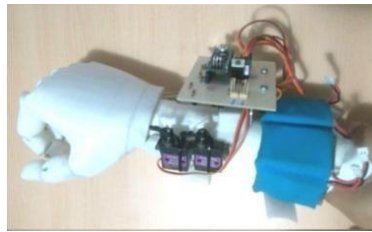


Figura 8. Prótesis robótica para control de presión [27]

Prótesis para movimiento

El campo de las prótesis robóticas es una de las mayores exploraciones en la actualidad R. Freire, M. Tobar y A. Chadrina mediante la Universidad Tecnológica Equinoccial. Se creó una prótesis híbrida (**Figura 9**) dando una combinación de falanges que conforman la estructura de los dedos con la forma esencial de una pinza, el diseño creado corresponde a un ensamble de robótico que adquiere su información de las señales mioeléctricas se recapitulan por electrodos cutáneos los cuales emiten la información a la prótesis la configuración de agarre es mediante pinza dando como resultado contracción y apertura de la pinza [28].

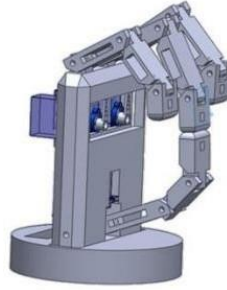


Figura 9. Prótesis simulada para entablar movimiento [28]

Prótesis biónica de mano

Según el diseño implementando en el proyecto de tesis de la universidad ESPE-Latacunga la prótesis que se realiza dentro de su tema que es una prótesis de mano con 7 grados de libertad (GDL), utilizaron impresión 3D como medio de construcción, adicional a esto se realiza un análisis de resistencia de material ejercidos en cada parte su estructura dando un mejor desempeño mecánico [29].

Prótesis mioeléctrica

El prototipo generado en la academia Pedro Ruiz Gallo de Perú es una prótesis biónica y robotizada que genera un avance primordial al replicar de manera espejo los movimientos del brazo y mano opuesta hacia la prótesis el cual se conecta con señal mioeléctrica adquirida por electrodos, la parte mecánica del prototipo modifica el uso dando como referencia un control centralizado de movimiento mecánico para crear contracción de las falanges [30].

Prótesis de brazo

Según la Universidad Estatal de Milagro el tema de tesis que se genera es una prótesis para extremidad superior, se demuestra los montos aproximados que posee una prótesis de cierto nivel dejando una comparativa de escaneo parcial del brazo no afectado para crear los planos tridimensionales para la construcción del diseño, según los objetivos es la propuesta de señales biónicas, aunque no muestran el sensor de detección de señal [31].

Prototipo de prótesis de mano

El proyecto se realizó tomando las medidas de un paciente, mediante mecanismos constituidos por 4 barras (**Figura 10**) para contraer y extender los dedos. Para validar el prototipo se realizaron diferentes pruebas virtuales determinando esfuerzos, puntos críticos y la fiabilidad del prototipo. Éste se realizó en impresión 3D con Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS) [32].

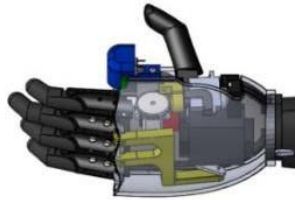


Figura 10. Diseño global de prototipo [32]

1.6.2 Proyectos Internacionales

Se realizó la recopilación de trabajos similares a nivel internacional. Además, se generó una breve descripción de cada uno de los trabajos.

Prótesis EMP-P3

Un ejemplo de prototipo de prótesis mioeléctrica es el EMP-P3, compuesto por codo, antebrazo y mano. Además, permite la rotación del pulgar y tiene un pulsador de tipo tact-switch colocado en un dedo para reconocer el contacto físico con el extremo superior de los mismos [33].

Prótesis Bebionic

En otro proyecto construido por el Centro Ortopédico Tecnológico, la prótesis Bebionic (**Figura 11**) genera catorce formas de sujeción, con control proporcional de velocidad y con autoajuste en caso de que la prótesis se resbale [34].

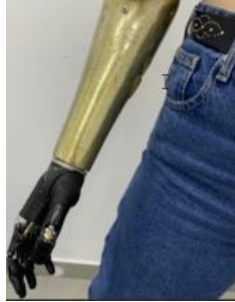


Figura 11. Prótesis bebionic [34]

Prótesis The luck arm

Una agencia del departamento de Defensa de Estados Unidos (DARPA) en conjunto con la empresa Mobius Bionics LLC, diseñaron una prótesis mioeléctrica llamada The Luke hand (**Figura 12**) para los veteranos de la guerra que sufrieron amputaciones por algún conflicto militar. La prótesis dispone de seis agarres y dirige varias articulaciones, posee 10 GDL, incluido un hombro motorizado, un rotador humeral y flexor de muñeca [35].

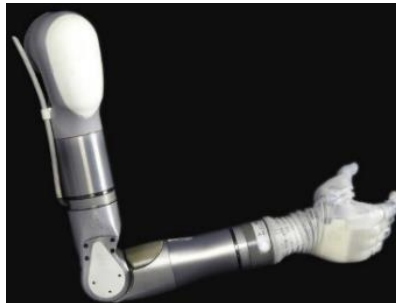


Figura 12. The luke arm [35]

Prótesis Biónica

En el ambiente internacional cabe recalcar el trabajo realizado por la academia Pedro Ruiz Gallo en Perú en colaboración de Estrella Miguel, López Yuri. Dando como tema la construcción de una prótesis biónica (**Figura 13**) obteniendo un sistema mioeléctrico a partir de electrodos cutáneos y creando una matriz de sensores de fuerza para el cálculo de presión e implementación con impresoras 3D, para bajar el peso de la prótesis dando un esquema limpio y el uso de sistemas mecánicos impresos en una sola pieza [36].



Figura 13. Prótesis biónica [36]

i-Limb Ultra titanio

Prótesis fabricada por Össur (**Figura 14**), un modelo muy completo que permite a una persona volver a su vida laboral y mejorar sus condiciones de vida. Entre sus características están los dedos reforzados con titanio, permitiendo aumentar la capacidad de carga un 50%.

Posee 18 opciones diferentes de agarre automatizado disponibles y un control muscular que utiliza señales electromiográficas (EMG) específicas, llamadas disparadores para indicarle a la mano que inicie un determinado ciclo de agarre [37].



Figura 14. Prótesis i-limb [37]

Prótesis robótica

Se desarrolló el prototipo mediante la impresión 3D (**Figura 15**). El control se realizó por medio del movimiento muscular del antebrazo el cual generó pulsos digitales y fueron enviados a un microcontrolador Arduino. Se utilizó un motor Pololu de 32 RPM y con torque de 9Kg para proporcionar fuerza y control en el cierre de los dedos [38].



Figura 15. Prótesis robótica [38]

Diseño de mano antropomórfica

En este trabajo se presenta el diseño de una mano mecánica, capaz de realizar movimientos similares a los de una mano humana. Posee 22 GDL, su estructura está construida desde la muñeca, proporciona movimiento relativo entre los nudillos y mejora el comportamiento para sujetar objetos voluminosos y amorfos [39].

Prototipo de prótesis mioeléctrica transradial

Mecanismo de 1 GDL que simula el movimiento en los dedos índice y pulgar de la mano, generando la sujeción de objetos de 0,5 kg. Se utiliza un mecanismo de doble manivela a la articulación de cada falange, además, utilizando las ecuaciones de Freud-Einstein se determina el dimensionamiento y la verificación de cada elemento mediante el cálculo de resistencia de materiales [40].

Prototipo de prótesis mioeléctrica para agarre de objetos

Se utilizó el sensor resistivo FSR para recrear un movimiento preciso y coordinado para sostener, agarrar y desplazar objetos de resistencia alta y baja. Se identificó un sistema de control sobre amortiguado y se emplea un controlador proporcional integral (PI) debido a su bajo error en el control de la señal y variación de tiempo. [41].

Prototipo robótico para prótesis humana

Prótesis transradial con cinco GDL, tiene un dimensionamiento general basado en la Norma DIN 33 402. Posee un diseño y construcción de sensores mioeléctricos, además, su estructura soporta una carga de 4 kg, su funcionamiento genera un ruido menor a 55 dB. [42].

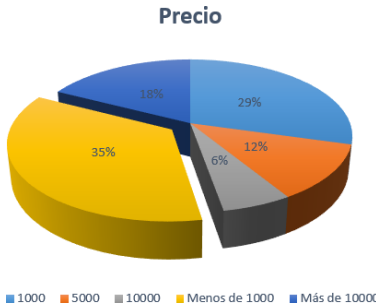

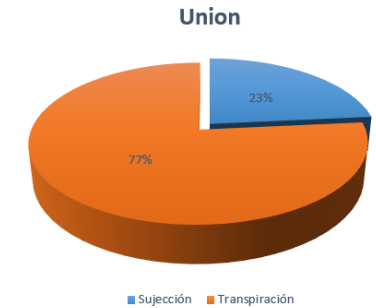
CAPÍTULO 2: ANÁLISIS DE ALTERNATIVAS

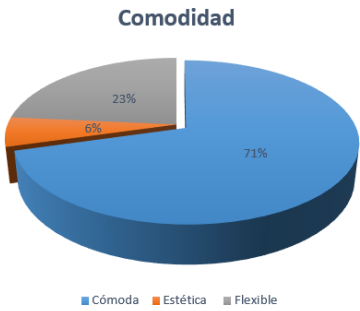
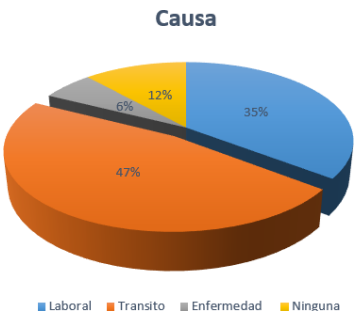

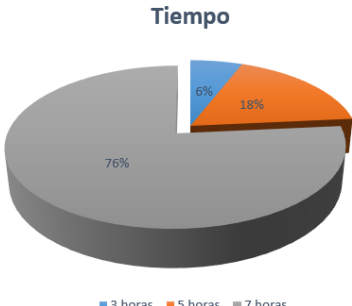
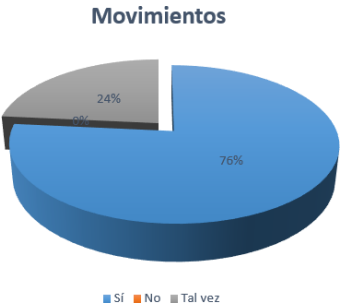
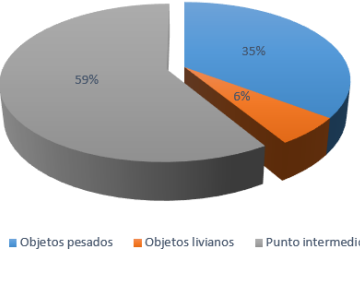
2.1 Identificación de necesidades

Aplicando el método de encuestas se recopilaron datos de los posibles clientes y se procedió con la identificación de necesidades que es una parte importante en el proceso de desarrollo del producto y a su vez permite la generación y selección de conceptos, también, la comparación contra productos existentes permitiendo establecer las especificaciones que tendrá el producto.

En la **Tabla II**, se presentan los respectivos resultados e interpretación de las encuestas realizadas.

Tabla II Resultados de encuestas (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

Encuesta		
<p>¿Cuánto estaría dispuesto a pagar por una prótesis biónica para su amputación?</p>	<p>¿Para su comodidad desearía que el peso de la prótesis sea?</p>	<p>¿La juntura que se conecte al muñón debería permitir una mayor?</p>
<p>En la primera pregunta se estableció el precio de la prótesis con la que las personas encuestadas están conformes.</p>	<p>Para la segunda pregunta se estableció la comodidad del prototipo, con respecto al peso, se obtuvieron los siguientes resultados:</p>	<p>La tercera pregunta determinó la mayor necesidad con respecto a la sujeción del muñón con la prótesis.</p>
<p style="text-align: center;">Precio</p>  <p style="font-size: small;">■ 1000 ■ 5000 ■ 10000 ■ Menos de 1000 ■ Más de 10000</p>	<p style="text-align: center;">Peso</p>  <p style="font-size: small;">■ Liviano ■ Pesado</p>	<p style="text-align: center;">Union</p>  <p style="font-size: small;">■ Sujeción ■ Transpiración</p>
<p>Se obtuvo que el 35% de personas encuestadas, necesitan que la prótesis tenga un costo menor a \$1000</p>	<p>El 100% de las personas decidieron que, para mayor comodidad, el peso total de la prótesis debe ser lo más liviano posible.</p>	<p>El 77% de las personas buscan que la prótesis tenga la mayor sujeción posible.</p>

<p>¿La prótesis debe ser?</p>	<p>¿Qué tipo de accidente sufrió para la pérdida de su extremidad?</p>	<p>¿Cómo desearía que fuera la prótesis?</p>
<p>La cuarta pregunta establece las preferencias de las personas respecto a la prótesis.</p>  <p>El 71% de personas buscan que el prototipo sea cómodo al momento de llevarlo puesto.</p>	<p>En la quinta pregunta se busca determinar la causa por la que la persona sufrió la pérdida de una extremidad.</p>  <p>La causa más alta para la pérdida de una extremidad es por accidentes de tránsito con un 47%.</p>	<p>La sexta pregunta determinó las preferencias en cuanto a la estructura del prototipo.</p>  <p>El 88% busca una estructura similar a una mano con sus 5 dedos.</p>
<p>¿Cuánto tiempo le gustaría que funcione su prótesis?</p>	<p>¿La prótesis debería replicar la mayoría de movimientos de una mano?</p>	<p>¿La prótesis debería soportar?</p>
<p>La séptima pregunta determinó el tiempo de funcionamiento de la prótesis.</p> 	<p>La octava pregunta estableció el número de movimientos que debería tener la prótesis.</p> 	<p>La novena pregunta determinó el peso de los objetos que el prototipo permita levantar.</p> 

Se busca que la prótesis dure hasta 7 horas, dando como resultado un 76%	El 76% busca la mayor movilidad posible del prototipo.	Los objetos deberían tener un punto equilibrado, en cuanto a su peso.
--	--	---

2.2 Interpretación de las necesidades

En la **Tabla III** se presenta las principales necesidades que se obtuvieron de los clientes encuestados.

Tabla III Interpretación de necesidades (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

NECESIDAD	INTERPRETACIÓN
Que sea de bajo costo	Está relacionado con el material que se utilizará para la construcción.
Que sea liviano	Relacionado al material y demás elementos que se emplearan.
Que tenga buen ajuste	Considerar el tipo de agarre que tendrá la prótesis y que no se desprenda fácilmente ante movimientos bruscos.
Que sea cómodo	Relacionado con la percepción de la persona, que sienta que es una ayuda y no un obstáculo.
Que tenga un material resistente	Relacionado con el tipo de plástico a usar, debido a que se usara impresión 3d.
Que sea similar a una extremidad humana	Que se asemeje en lo posible a una mano con sus cinco dedos.
Que sea autónomo	Relacionado con el tiempo en que la prótesis puede funcionar.
Que permita recoger objetos pequeños	Considerar el mecanismo y control que se usara para recoger diferentes objetos.
Que permita sostener objetos no tan livianos	Relacionado con el peso que soportara el prototipo de prótesis antes de sufrir alguna deformación o se caiga.
Que pueda realizar varios movimientos	Relacionado con los grados de libertad que pueda generar el prototipo de prótesis.
Que no se desgaste tan rápido	Relacionado con el uso diario que se le dé, además del tipo de mantenimiento que se le pueda aplicar.

2.3 Organización de necesidades en jerarquía

En la **Tabla IV** se organizan las necesidades del cliente usando una enumeración que va de mayor a menor importancia.

Tabla IV Jerarquía de necesidades (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

GRADO DE IMPORTANCIA	NECESIDAD
1	Bajo costo de adquisición
2	Que sea cómodo
3	Que sea autónomo
4	Que sea liviano
5	Que pueda realizar varios movimientos
6	Que tenga buen ajuste
7	Que sea similar a una extremidad humana
8	Que permita recoger objetos pequeños
9	Que tenga material resistente
10	Que no se desgaste tan rápido
11	Que permita sostener objetos no tan livianos

2.4 Importancia relativa de las necesidades

En la **Tabla V** se establecieron las necesidades relativas del proyecto, se usa una escala del 1 al 5 para resumir la información de importancia

1= nota más baja: 5= nota más alta

Tabla V Necesidades relativas (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

NECESIDAD DEL CLIENTE	ENCUESTADOS		
	1	2	3
Bajo costo de adquisición	4	5	5
Que sea cómodo	5	4	5
Que sea autónomo	3	4	2
Que sea liviano	4	5	4
Que pueda realizar varios movimientos	5	5	5
Que tenga buen ajuste	4	4	4
Que sea similar a una extremidad humana	5	5	5
Que tenga buen ajuste	3	4	3
Que tenga material resistente	3	3	3
Que no se desgaste tan rápido	3	2	4
Que permita sostener objetos no tan livianos	4	5	5

2.5 Reflexión de los resultados y procesos

Respecto a la integración de los datos las personas requieren que sea una prótesis de un costo bajo para la adquisición sin tener que involucrar la economía familiar y los tratamientos futuros.

2.6 Especificaciones del producto

Una vez analizadas las necesidades de los usuarios, en la **Tabla VI** se establece un lenguaje técnico para cada requerimiento.

Tabla VI Características técnicas (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

	NECESIDADES	CARACTERÍSTICA TÉCNICA
1	Bajo costo de adquisición	Materiales a utilizar en el diseño
2	Que sea cómodo	Diseño y acoplamiento
3	Que sea autónomo	Tiempo de uso y capacidad de batería
4	Que sea liviano	Composición de la estructura
5	Que pueda realizar varios movimientos	Uso de varios servomotores
6	Que tenga buen ajuste	Prototipo con medidas acorde al paciente
7	Que sea similar a una extremidad humana	Movimiento anatómico
8	Que permita recoger objetos pequeños	Mecanismo
9	Que tenga material resistente	Impresión 3D y resina
10	Que no se desgaste tan rápido	Acabado superficial
11	Que permita sostener objetos no tan livianos	Torque y deformación de material

2.7 Matriz QFD

En la **Figura 16** se calcula el peso tanto relativo como absoluto de cada petición del usuario y de cada una de las características técnicas. Con base en estos resultados se establece el orden para proceder a diseñar cada módulo.

E=	L=	P=	Q=	Prioridad	Materiales a utilizar en el diseño	Diseño y acoplamiento	Tiempo de uso y capacidad de batería	Composición de la estructura	Uso de varios servomotores	Prototipo con medidas acorde al paciente	Movimiento anatómico	Mecanismo	Impresión 3D y resina	Acabado superficial	Torque y deformación de material
					1. REQUERIMIENTOS DE LOS CLIENTES										
1				5	5	0	3	3	5	0	0	3	5	2	0
2				4	4	5	0	4	0	5	0	0	3	4	0
3				3	0	0	5	0	3	0	0	0	0	0	0
4				4	3	0	2	5	3	0	0	2	3	0	0
5				5	0	2	0	0	5	0	4	3	0	0	4
6				5	4	4	0	0	0	5	0	0	2	0	0
7				3	0	1	0	0	0	3	5	3	2	0	0
8				4	0	2	0	0	2	0	3	5	1	0	3
9				4	5	0	0	3	0	0	0	0	5	2	0
10				4	4	0	0	4	0	0	0	0	5	4	3
11				3	3	3	0	3	2	0	0	3	4	0	5
EVALUACION DE IMPORTANCIA		ABSOLUTA			118	70	38	88	85	54	47	76	121	50	59
		RELATIVA (%)			15	9	5	11	11	7	6	9	15	6	7

Figura 16. Matriz QFD [43]

2.8 Análisis de resultados de la matriz QFD

En la **Tabla VII** se generó el orden en el que se deberá proceder para el diseño del prototipo.

Tabla VII Jerarquía de características técnicas (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

	CARACTERÍSTICA TÉCNICA	PESO ABSOLUTO	PESO RELATIVO
1	Impresión 3D y resina	121	15%
2	Materiales a utilizar en el diseño	118	15%
3	Composición de la estructura	88	11%
4	Uso de varios servomotores	85	11%
5	Mecanismo	76	9%
6	Diseño y acoplamiento	70	9%
7	Torque y deformación de material	59	7%
8	Prototipo con medidas acorde al paciente	54	7%
9	Acabado superficial	50	6%
10	Movimiento anatómico	47	6%
11	Tiempo de uso y capacidad de batería	38	5%

2.9 Diseño

En la **Tabla VIII** se muestran las características técnicas más relevantes y se procede a determinar las posibilidades para implementar los diseños.

Tabla VIII Módulos para el diseño (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

Módulo	Característica	Función
1	Peso, construcción	Determina el material a usar
2	Potencia	Tipo de actuador a usar
3	Transportable	Accesorios a usar para sujetar la prótesis

Módulo 1 (Peso y Construcción)

La **Tabla IX** Se presenta el módulo para determinar el material a emplearse para la generación del prototipo.

Tabla IX Material (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

Opciones	Apariencia	Costo	Orden de selección
Draft resin	Media	Medio	2
White resin	Buena	Medio	1
Flexible 80A resin	Buena	Alto	3
ESD resin	Media	Alto	4
Filamento	Baja	Bajo	5

Módulo 2 (Potencia)

La **Tabla X** determinar el actuador a utilizar en el dispositivo.

Tabla X Actuadores (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

Opciones	Tamaño	Potencia	Costo	O. selección
Motorreductor	Pequeño	Media	Bajo	1
Servomotor	Mediano	Alta	Medio	2
Actuador lineal	Mediano	Alta	Alto	3

Módulo 3 (Transportable)

Se muestra la **Tabla XI** para determinar los elementos que sujetaran el prototipo con el muñón del paciente.




Tabla XI Sujeción (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

Opciones	Costo	Estética	Comodidad	O. selección
Impresión 3D filamento	Bajo	Media	Media	1
Impresión 3D resina	Alto	Alta	Alta	2
Textil	Bajo	Alta	Alta	3

Comparaciones de los módulos

Se realizó una comparación de la prótesis propuesta con otras existentes en el mercado en la **Tabla XII**.

Tabla XII Comparaciones (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

Detalle	UPS	Össur	Ottobock
			
Peso	876.11g/1.93lb	658g/1.45lb	520g
Capacidad	2.15 N por dedo	-	14 N por dedo
Acabado	Medio	Alto	Medio
Costo	Bajo	Alto	Alto
Voltaje de operación	7.4	8.4 v	11.1 v
Características	Contracción y extensión de dedos- codo; rotación en muñeca	Dedos reforzados con titanio, 18 opciones de agarre, mayor fuerza de agarre	7 posiciones de mano diferentes, temperatura de trabajo -10 a 60° C

2.10 Diseño conceptual

Descripción sobre la tecnología a utilizar, forma del producto y principios de trabajo. Además, se acompaña de un modelo CAD y una descripción.

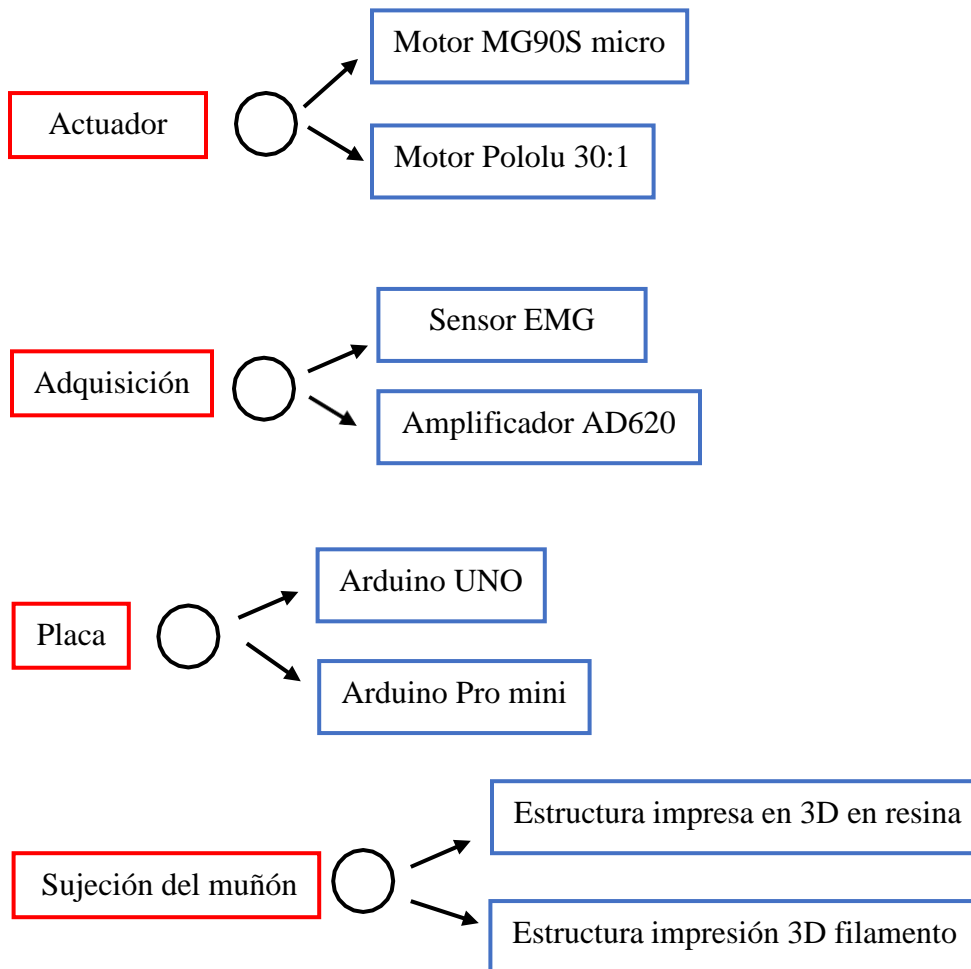
2.10.1 Aclarar el problema

Se busca identificar la mejor opción dentro de un presupuesto estimado para el control y manipulación del prototipo, además, de buscar una buena elección para sujetar la prótesis al paciente. Para esto se plantean los siguientes subproblemas:

- ¿Cuál será el actuador que se utilizará?
- ¿Cuál será la forma de adquirir las señales mioeléctricas?
- ¿Qué tipo de placa usar?
- ¿Qué tipo de mecanismo de sujeción del muñón se utilizará?

2.10.2 Explorar sistemáticamente

Se presenta un árbol de clasificación para explorar las posibles soluciones para contestar los subproblemas anteriores.



2.10.3 Reflexión de soluciones y proceso

Una vez encontradas las posibles soluciones para los subproblemas, se procede a generar los conceptos.

Concepto 1

Se utilizará micro servos MG90S para el sistema de contracción de los dedos, con una placa de procesamiento Arduino UNO para emisión y recepción de datos. Además, se realizará la adquisición de señales mediante el microcontrolador AD620 y también se generará la demás parte electrónica para la amplificación y rectificación de las señales mioeléctricas. Finalmente, para sujetar el prototipo con el muñón del paciente se utilizará una impresión en resina para obtener mayor comodidad y estética.

Concepto 2

Se utilizará motores Pololu 30:1 para el sistema de contracción de los dedos con un Arduino pro mini para la emisión y recepción de datos. La adquisición de señales mioeléctricas se realizará mediante el sensor Myoware que integra toda la amplificación y rectificación de señales mioeléctricas. Finalmente, la estructura de sujeción de la prótesis con el muñón del paciente se la realizará mediante impresión 3D en filamento, lo que reduciría los costos.

Selección del concepto

En la **Tabla XIII** se genera los criterios de selección en base a las necesidades de la persona que se han identificado, así como las preferencias de los tesisistas, todo esto se representará con una matriz de selección y una de evaluación de los conceptos generados.

Tabla XIII Indicadores (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

CRITERIOS	PONDERANCIÓN DE INDICADORES		
	1-3	4-7	8-10
Construcción	Costoso	Normal	Barato
Montaje y desmontaje	Difícil	Normal	Fácil
Mantenimiento	Difícil	Normal	Fácil
Autonomía	Bajo	Normal	Alto
Operación	Difícil	Normal	Fácil
Estabilidad	Inexistente	Intermitente	Estable
Comodidad	Alta	Media	Baja

En la **Tabla XIV** se realizó la ponderación de las alternativas propuestas anteriormente.

Tabla XIV Alternativas (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

ANÁLISIS DE ALTERNATIVAS				
ITEM	CRITERIO	CONCEPTO 1	CONCEPTO 2	REAL
		Calificación	Calificación	
1	Construcción	7	3	10
2	Montaje y desmontaje	8	8	10
3	Mantenimiento	7	7	10
4	Autonomía	7	5	10
5	Operación	6	7	10
6	Estabilidad	7	8	10
7	Comodidad	8	5	10
Sumatorio		50	43	70
Índice porcentual		50/70	43/70	100
Orden de selección		71.43%	61.43%	

Evaluación de selección

Con los resultados obtenidos en las matrices de selección, la mejor opción es el concepto 1 (**Tabla XII** y **Tabla XIII**), ya que con este se espera tener un prototipo funcional, económico y cómodo, sin mencionar que sea autónomo y estable. Con esta alternativa se espera tener un prototipo de fácil acceso al público.

Se aspira que el prototipo permita tener una lectura estable de las señales mioeléctricas e intentar acortar el tiempo de rehabilitación para el paciente, además, otorgarle la mayor motricidad posible.

El montaje junto con el desmontaje será de forma simple tanto para la carga de las baterías o para el cambio de algún componente al necesitar una reparación. El prototipo debe estar conformado con el menor número de elementos para poder reemplazarlos rápidamente obteniendo un prototipo más económico.

CAPÍTULO 3: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN

La **Figura 17** muestra un diagrama de bloques, el cual representa el proceso utilizado tanto para la adquisición como para el tratamiento de las señales mioeléctricas las cuales generaran un proceso para la contracción en dedos, codo y rotación en la muñeca.

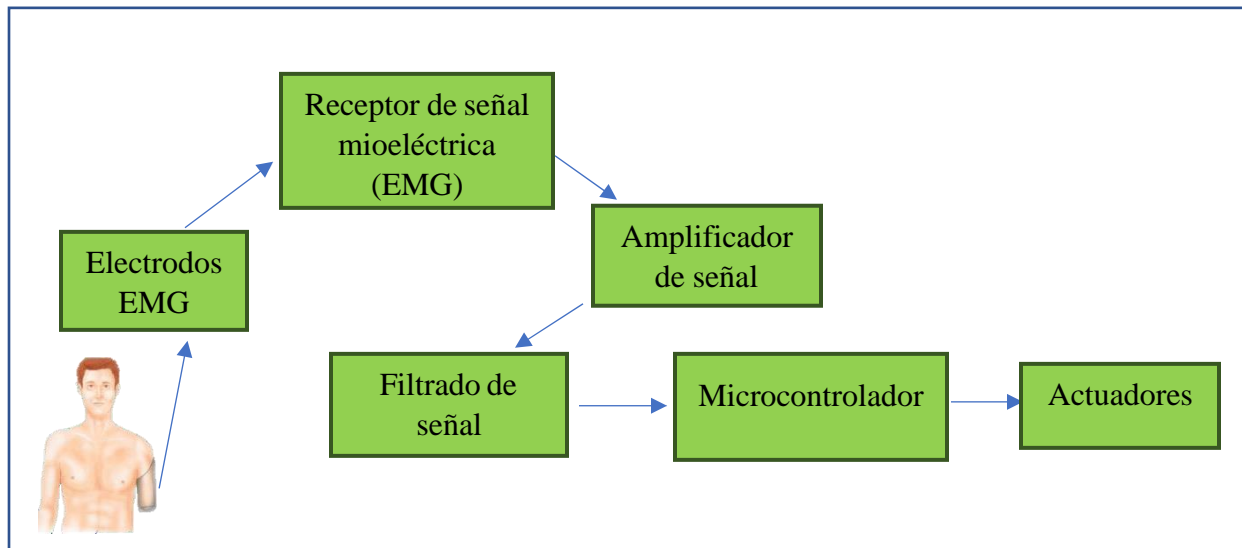


Figura 17. Diagrama de bloques del proyecto [52]

3.1 Diseño de Hardware

3.1.1 Estructura

Ésta lleva las medidas de un paciente, los dimensionamientos tomados se muestran en la **Figura 18** y para los diseños de los archivos CAD se tomaron varias medidas, se realizó el promedio y desviación estándar (**Tabla XV**) para obtener medidas más confiables. Finalmente se escogieron medidas finales para la estructura (**Tabla XVI**), este prototipo esta generado para un chico de 17 años de edad en específico, el cual posee una amputación transradial con el caso de poseer pocos centímetros del hueso radio y cúbito, como se muestra en la **Figura 19**. Este proyecto está diseñado para una persona en específico, tratando de asemejarla a el brazo normal que posee.

Como parte el prototipo se tomará en cuenta cuerdas de nylon tanto flexibles como rígidas para crear el movimiento de las falanges tanto en contracción como en reposo. El diámetro de la cuerda nylon es 0.3 mm, su uso habitual es para pescar sus propiedades físicas le permiten ser un material resistente a la tracción física que se va a ejercer por los motores.

El sistema para mantener las falanges en reposo es crear una cuerda de hilo nylon flexible la cual actuara como un contra tendón manteniendo una fuerza de elongación capaz de regresar las falanges a su posición inicial.

El prototipo (**Figura 20**) intentará adecuar mediante servo mecanismos las funciones de contracción a nivel de codo y falanges con servo motores de distinto torque, en el caso de la muñeca solo se generará un movimiento de roll en 180 grados el cual también estará controlado por un servo motor.

Tabla XV Toma de medidas para diseños CAD (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

Partes para la prótesis		Cantidad de medidas [cm]					Promedio	Desviación Estándar
		1	2	3	4	5		
Meñique	Falange proximal	3,6	3,48	3,51	3,62	3,38	3,52	0,0970
	Falange media	2,2	2,9	2,1	2,4	2,44	2,41	0,3087
	Falange distal	1,8	2,7	2,5	2	2,1	2,22	0,3701
Anular	Falange proximal	4,2	4,9	4,12	4,8	4,5	4,50	0,3479
	Falange media	2,8	3	3,7	3,1	3,5	3,22	0,3701
	Falange distal	2,4	2,2	2,8	2,9	2,9	2,64	0,3209
Medio	Falange proximal	4,2	4,5	4,5	4,7	4,7	4,52	0,2049
	Falange media	3	3,1	3,1	3,3	3,6	3,22	0,2387
	Falange distal	2,6	2,9	2,5	2,2	3	2,64	0,3209
Índice	Falange proximal	4,9	4,4	4,2	4,5	4,7	4,54	0,2701
	Falange media	3,2	3	3,7	3,1	3,1	3,22	0,2774
	Falange distal	2	2,2	2,8	2	2,1	2,22	0,3346
Pulgar	Falange proximal	5,2	5,1	5	5	5,1	5,08	0,0836
	Falange media	4	3,9	4,2	4	4,1	4,04	0,1140
	Falange distal	2,4	2,8	2,4	2,8	2,6	2,60	0,2
Palmar	Metacarpianos	9,2	8,7	8,9	8,8	8,9	8,90	0,1870
	Carpianos	6,9	7,2	7,3	7,1	6,8	7,06	0,2073
Antebrazo	Radio y Cúbito	23,8	23,9	24,2	24,4	24,1	24,08	0,2387
	Diámetro superior	8,4	8,9	8,3	8,2	8,8	8,52	0,3114
	Diámetro inferior	5,8	6,2	6,4	5,9	5,9	6,04	0,2509
Muñón	Longitud	10,1	10,3	10,2	10,3	10,2	10,22	0,0836
	Diámetro superior	7,3	7,7	7,9	7,4	7,3	7,52	0,2683
	Diámetro inferior	5,9	6,3	6,2	6,3	6,5	6,24	0,2190

Tabla XVI Medidas finales para la prótesis del paciente (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

Partes para la prótesis	Medidas [cm]
Meñique	
Falange proximal	3.5
Falange media	2.4
Falange distal	2.2
Anular	
Falange proximal	4.5
Falange media	3.2
Falange distal	2.6
Medio	
Falange proximal	4.5
Falange media	3.2
Falange distal	2.6
Índice	
Falange proximal	4.5
Falange media	3.2
Falange distal	2.2
Pulgar	
Falange proximal	5
Falange media	4
Falange distal	2.6
Palmar	
Superior (metacarpianos)	8.9
Inferior (carpianos)	7
Antebrazo	
Radio y cúbito	24
Diámetro superior (cercano al codo)	8.5
Diámetro inferior (cercano a la muñeca)	6
Muñón	

Encaje (longitud)	10.2
Encaje (diámetro superior)	7.5
Encaje (diámetro inferior)	6.2

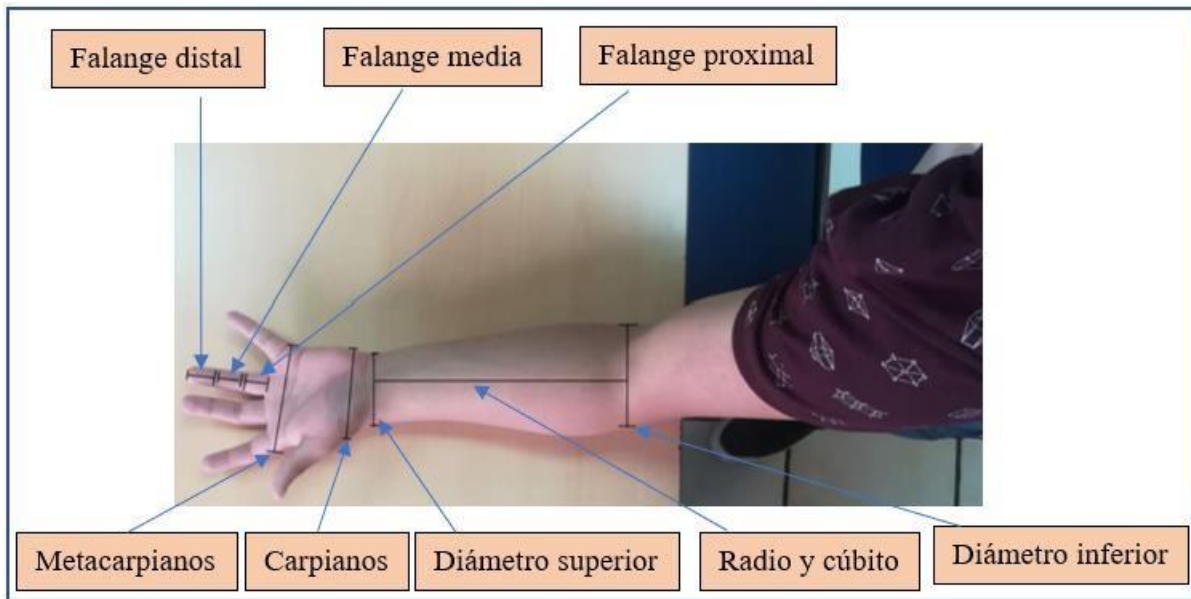


Figura 18. Medidas del paciente del brazo izquierdo (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

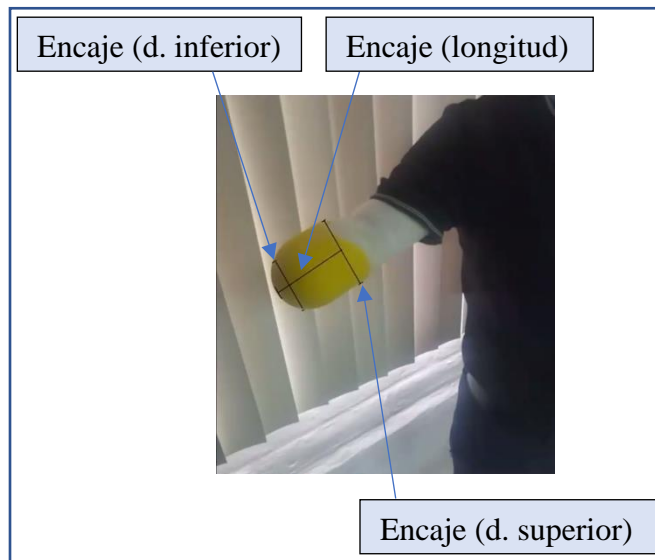


Figura 19. Medidas para el muñón (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)



Figura 20. Prototipo de prótesis (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

3.1.1.1 Deformación del material

Los resultados obtenidos de la simulación de la deformación de falanges y antebrazo, aplicando una fuerza de 2 [Kg] se muestran en las **Figura 21**, **Figura 22**, **Figura 23**, es posible observar que gracias a las propiedades mecánicas del material, correspondiente a la resina White de la marca Formlabs, posee un buen factor de elasticidad que permite deformar el material sin llegar a su punto de ruptura instantáneamente, además, tiene una gran precisión de la impresión, ya que, cuenta con un detalle de 0.05 [mm].

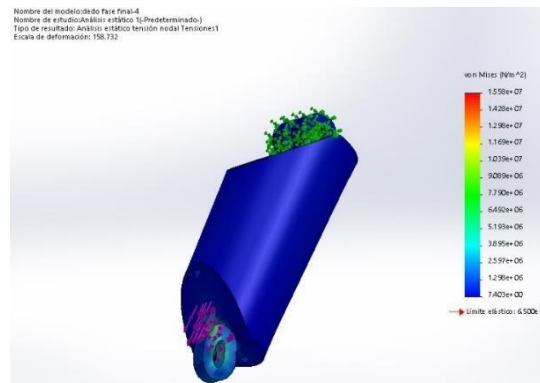


Figura 21. Deformación de falange media (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

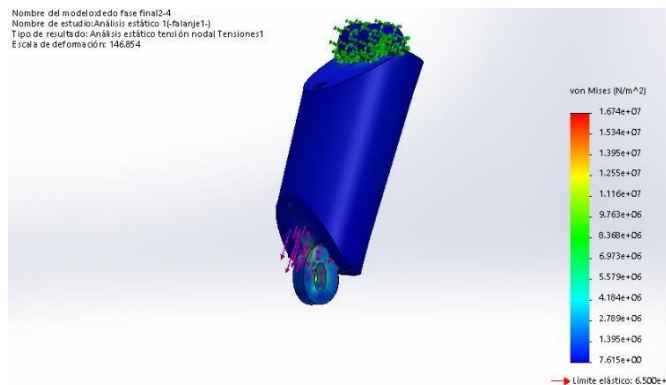


Figura 22. Deformación falange proximal (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

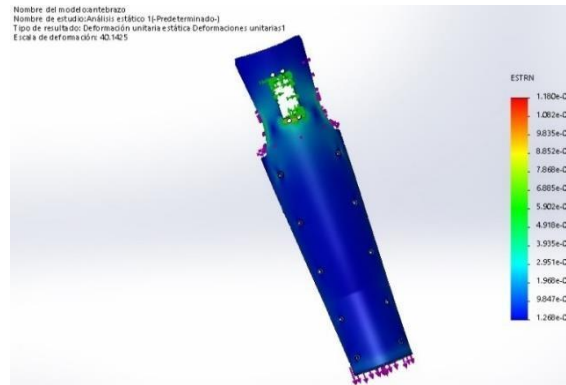


Figura 23. Deformación antebrazo (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

3.1.1.2 Factor seguridad

El material seleccionado para las falanges y muñón que conforman la mano de la prótesis es resina White de la marca de Formlabs, con lo cual se procedió a analizar el factor de seguridad de cada parte, dando como resultado un factor de seguridad alto gracias a las propiedades del material y a la entre capa de impresión que existe, tal como, se muestran en las **Figura 24**, **Figura 25**, **Figura 26** y **Figura 27**.

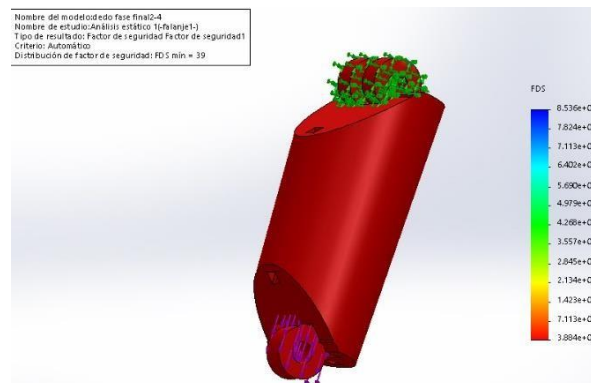


Figura 24. F.s de la falange proximal (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

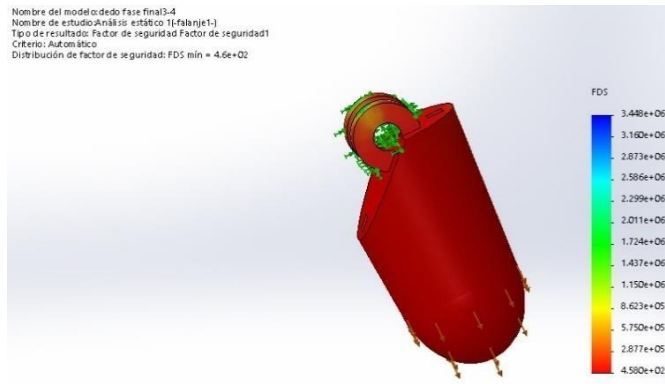


Figura 25. F.s de la falange media (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

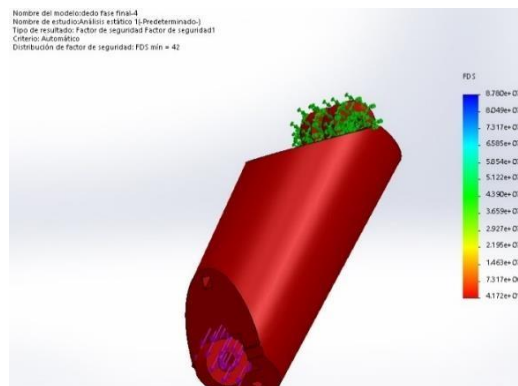


Figura 26. F.s de la falange distal (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

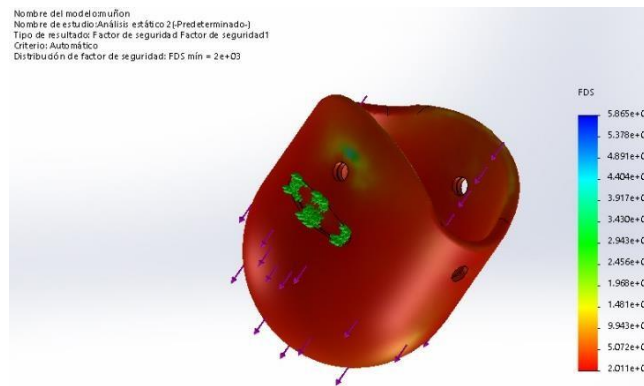


Figura 27. F.s del muñón (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

El antebrazo **Figura 28** usa filamento ABS, el cual, cuenta con grandes cualidades mecánicas y una gran velocidad de impresión, el factor de seguridad del material depende de la precisión en la

impresión, teniendo como entre capa 0.1 [mm] permitiendo tener una estabilidad en la distribución de la carga.

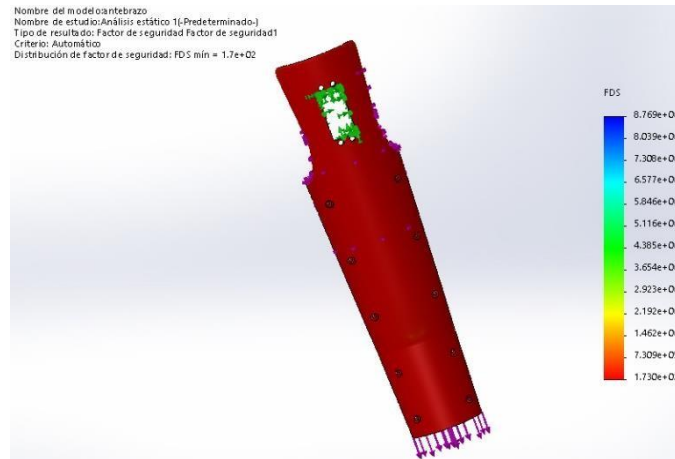


Figura 28. F.s del antebrazo (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

3.1.2 Sensores

Se diseñó un sensor con base en el circuito integrado AD620 que contiene una amplificación y filtración de señal, permitiendo adquirir bio señales eléctricas, dichas señales se obtendrán mediante electrodos EMG conectados al brazo del paciente. Mediante la placa Arduino se generará el procesamiento de las señales mioeléctricas para transformarlas en señales digitales, las cuales permitirán que los actuadores generen movimiento.

El sensor cuenta con una sola entrada y 5 canales de distribución de salida, cada uno de los canales está diseñado de manera en la cual se pueda manipular el factor de ganancia, dando como resultado señales distintas para el manejo de varios actuadores. El sensor tiene una alimentación doble de + y – voltaje, generando una autonomía en su trabajo con un consumo de corriente máximo de 1.3 [mA] a 2.3 [V] en el momento de excitación muscular, este es el punto de máximo de consumo energético que genera el sensor diseñado.

Se establecen las especificaciones técnicas del bio sensor muscular en la **Tabla XVII** y su representación en la **Figura 29**, el diseño de este sensor le permite ser portátil y no invasivo, además se evita que se produzca un retorno de corriente que el paciente pueda sentir. Para su primera versión se utiliza electrodos desechables los cuales cuentan con su capa de hidrogel conductora. Esta capa de hidrogel permite tener adherencia y conductividad entre la piel y el terminal del electrodo, su tiempo de vida útil es máximo 2 días de uso.

Especificaciones técnicas

Bio sensor muscular

Tabla XVII Especificaciones técnicas del sensor (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

Voltaje de alimentación	+/- 2.3 [V] a +/-18 [V]
Voltaje de funcionamiento	+/- 2.3 [V]
Rango de detección	+/- 50 [μ V]
Conector de electrodo	Conector block 3
Conector de módulo	Conector block 2
Voltaje de salida	0 [V] a 5 [V]
Temperatura de funcionamiento	-40°C a +80°C
Tamaño	110 [mm]*70 [mm]

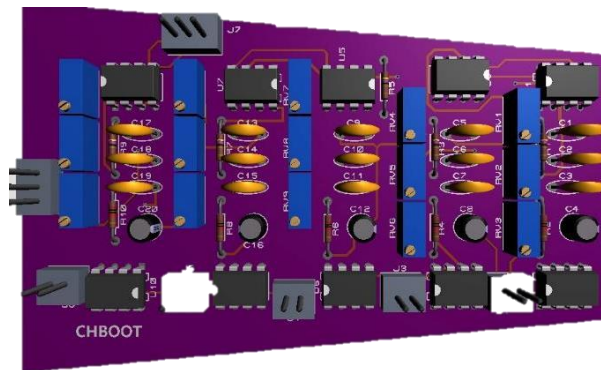


Figura 29. Bio sensor muscular (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

Para obtener la ganancia se utiliza la siguiente fórmula [22] que dictamina el valor resistivo que debe tener los pines 8 y 1 del amplificador AD620 relacionando su entrada sobre su resistividad dando consigo ganancia de 10 hasta 10000 veces más su valor de entrada. Para el caso del paciente se necesita una amplificación de 1000, en el caso de una persona sin amputación transradial necesitamos una amplificación menor.

$$G = \frac{C}{RG} + 1 \quad (\text{Ec. 1})$$

$$1000 = \frac{49.4 * 10^3}{RG} + 1$$

$$RG = \frac{49.4 * 10^3}{1000 - 1} = 48.4 \Omega$$

Donde:

C: constante de la amplificación establecida en el datasheet

RG: resistencia de ganancia

G: ganancia

3.1.3 Actuadores

Los actuadores que se utilizan son los servomotores MG90S (**Figura 30**) y FT5330M (**Figura 31**), el servomotor MG90S tiene como torque de salida 1.8 Kgf/cm a 4.8 [V] (**Tabla XVIII**) y el servomotor 5330M tiene un torque de 35 kgf/cm a 6 [V] (**Tabla XIX**) permitiendo que en la programación su control y posicionamiento se maneje mediante grados.

Los servomotores al poseer dimensiones pequeñas permiten tener una mejor disposición dentro del palmar, a su vez evitan que los tendones artificiales se enreden entre ellos manteniendo una rectitud y fuerza constante.

Microservo MGS90

Tabla XVIII Especificaciones técnicas del MG90S [44]

Voltaje de alimentación	4.8 [V] a 6 [V]
Voltaje de funcionamiento	4.8 [V]
Torque	1.8 [$\frac{kgf}{cm}$] a 4.8 [V] 2.2 [$\frac{kgf}{cm}$] a 6 [V]
Velocidad de operación	A 4.8 [V] $\frac{60^\circ}{0.1 s}$ A 6 [V] $\frac{60^\circ}{0.08 s}$
Ancho de banda	5 [μs]
Periodo	20 [ms] a 50 Hz

Tamaño	32.5 [mm]*12[mm]*35.5[mm]
Grados de trabajo	De 0° a 180°



Figura 30. Servomotor MG90S [44]

Servomotor FT5330M

Tabla XIX Especificaciones técnicas del FT5330M [45]

Voltaje de alimentación	6 [V] a 7.4 [V]
Voltaje de funcionamiento	6 [V]
Torque	28.8 [$\frac{kgf}{cm}$] a 6 [V] 35.5 [$\frac{kgf}{cm}$] a 7.4 [V]
Velocidad de operación	A 7.4 [V] $\frac{60^\circ}{0.192 s}$ A 6 [V] $\frac{60^\circ}{0.23 s}$
Ancho de banda	4 [μs]
Rango de pulso	500 a 2500 [μs] a 50 Hz
Tamaño	55 [mm]*20[mm]*43 [mm]
Grados de trabajo	De 0° a 180°
Peso	58 [g]



Figura 31. Servomotor FT5330M [46]

Para determinar la fuerza que va a ejercer al final de la distancia de cada uno de los dedos y la longitud del brazo [47], se debe aplicar la siguiente fórmula:

$$Ff = \frac{A \text{ [Kgf]}}{B \text{ [cm]}} \quad (\text{Ec. 2})$$

$$Ff = \frac{2.2 \text{ [Kgf]}}{9.1 \text{ [cm]}} = 242g$$

Donde:

A: Torque del motor

B: Longitud del cuerpo

Ff: Fuerza final

Para transformar en Newtons [48] se aplica la siguiente fórmula:

$$N = \frac{Ff \text{ [Kgf]}}{D} \quad (\text{Ec. 3})$$

$$N = \frac{0.242 \text{ [Kgf]}}{0.10197} = 2.37 \text{ [N]}$$

Donde:

D: constante de transformación

En la **Tabla XX** se representa la fuerza final en cada uno de los dedos, tomando en cuenta el uso del micro servo MG90S. Esta tabla muestra el análisis de un valor teórico que debería obtenerse con 1.8 Kgf y 2.2 Kgf que aplica el motor, el prototipo no cuenta con sensores de presión, por lo cual, el valor teórico es el resultado ideal que debería existir en cada elemento.

Tabla XX Fuerza de contracción en dedos (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

Elemento	Longitud [cm]	1.8 Kgf=Ff [g]	1.8 Kgf=N	2.2 Kgf=Ff [g]	2.2 Kgf=N
Pulgar	9.1	197.8	1.93	242	2.37
Índice	9.9	181.81	1.77	222	2.177
Medio	10.3	174.75	1.71	213	2.08
Anular	9.9	181.81	1.77	222	2.177
Meñique	10.3	174.74	1.71	213	2.08

En la **Tabla XXI** se muestra la fuerza final del brazo completo, tomándose en cuenta la longitud presente entre el codo a la punta del dedo medio (falange distal) y se tomara en cuenta el uso del servomotor FT5330M, esta tabla muestra el uso de dos servomotores creando una suma de torques permitiendo tener una fuerza de 57.6 y 70 Kgf, sus valores ideales se muestran en la tabla.

Tabla XXI Fuerza de contracción total desde el codo (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

Elemento	Longitud [cm]	57.6 Kgf=Ff [Kg]	57.6 Kgf=N	70 Kgf=Ff [g]	70 Kgf=N
Brazo total	41.5	1.39	13.63	1.68	16.53

3.1.4 Microcontrolador

El microcontrolador Arduino de la serie UNO representado en la **Figura 32**, tiene el microchip ATmega328P, además tiene un conversor análogo-digital (ADC) de 10 bits de resolución a una frecuencia de 490 Hz generando un proceso eficaz a un precio asequible [49].

La placa Arduino UNO se eligió para el prototipo por su precio y su arquitectura interna, las características que posee este microcontrolador están detalladas en la **Tabla XXII**. Su fuente de

alimentación puede ir desde los 7.5 [V] hasta los 12 [V], ya que cuenta con un regulador de voltaje el cual nos favorece para que la alimentación, también se pueda dividir hacia los servomecanismos.

El microcontrolador Arduino al tener tanto tiempo en el mercado le permite la compatibilidad de actuadores y sensores como a su vez tener un hardware de uso abierto.

Especificaciones técnicas

Tabla XXII Especificaciones técnicas Arduino UNO [50]

Procesador	ATMega328P
Velocidad de reloj	16 [MHz]
Memoria FLASH	32 [Kbyte]
Memoria SRAM	2 [Kbyte]
Memoria EPROM	1[Kbyte]
Voltaje de trabajo	5 [V]
Voltaje de entrada	7.5 a 12 [V]
Pines E/S	14 digitales y 6 analógicos
ADC	10 [bits] /1 [μs]
Dimensiones	66.04 [mm]*50.80 [mm]



Figura 32. Arduino UNO

3.2 Diseño de Software

Para la programación del microcontrolador se ocupó la plataforma de Arduino IDE, para el uso del sensor no es necesario tener ninguna librería ya que la salida del sensor es una salida análoga; y para un mejor control de la señal se creó un filtro pasa bajos exponencial [51] con la siguiente fórmula:

$$S(t) = \begin{cases} Y(0) & t = 0 \\ \alpha Y(t) - (1 - \alpha) * S(t - 1) & t > 0 \end{cases} \quad (\text{Ec. 4})$$

$$S = (\alpha * Y) + [(1 - \alpha) * S]$$

Donde:

Y: valor medido por el sensor

S: rectificación del valor medido

α : tiempo en [μ s] para rectificación

Para el uso de los actuadores la plataforma de Arduino IDE facilita el uso de la librería “Servo.h”, la cual activa todas las salidas digitales del microcontrolador para obtener salidas PWM y tener un control más preciso sobre el posicionamiento del actuador.

3.2.1 Diagrama de flujo

Basándose en la adquisición de señales que se generan por la contracción muscular, se determinó valores de trabajo, los actuadores cumplirán el movimiento angular dependiendo del valor adquirido; el diagrama de flujo mostrado en la **Figura 33** representa la secuencia de lectura y trabajo.

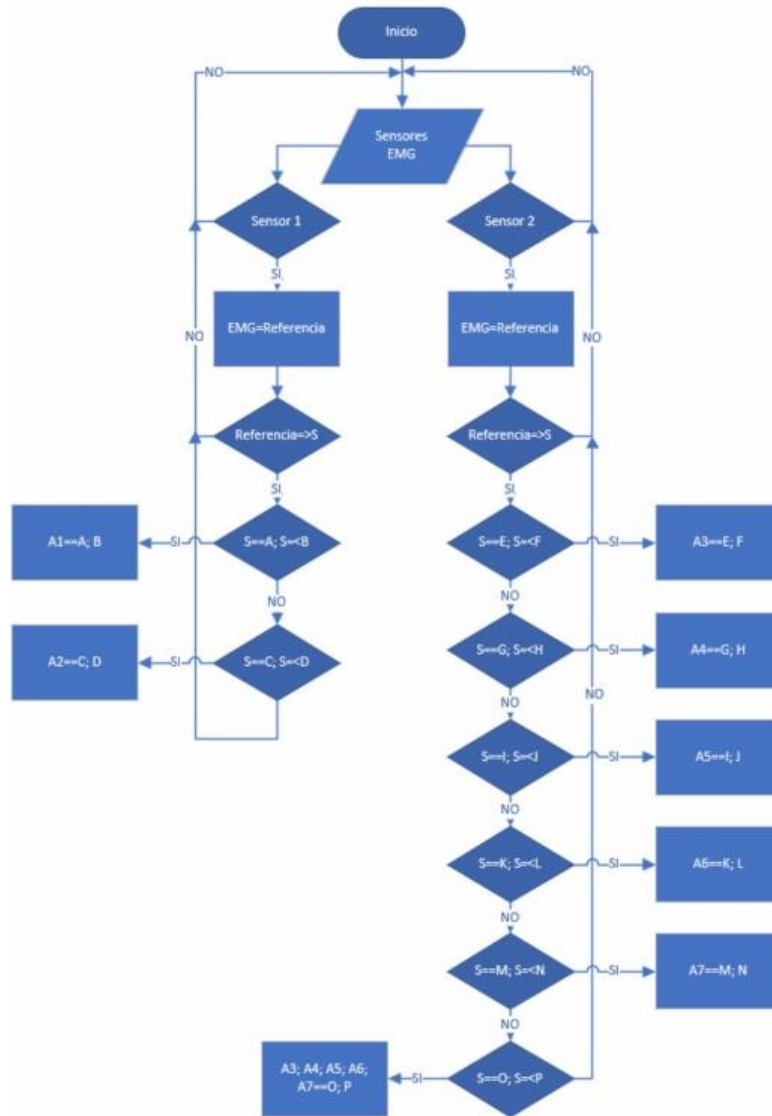


Figura 33. Proceso de cierre de mano, rotación de muñeca y elevación de codo (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

3.3 Implementación de Hardware

Se diseñaron las piezas con base en la **Tabla XVI**, y se obtuvo un modelo con la mayor similitud al brazo real del paciente. La complejidad del prototipo va de acuerdo con la movilidad que se consiguió en cada una de las juntas de las partes mostradas en las siguientes figuras:



Figura 34. Dedos del prototipo (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

En la **Figura 34** se muestra el grupo de falanges ensambladas formando así la distribución y la visualización de los dedos, teniendo énfasis en los pasadores para los tendones y los contra-tendones.



Figura 35. Palmar del prototipo (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

En la **Figura 35** se representa el palmar con sus respectivos pasadores, lo que permitirá al momento de ensamblar el movimiento de extensión y contracción de la mano.

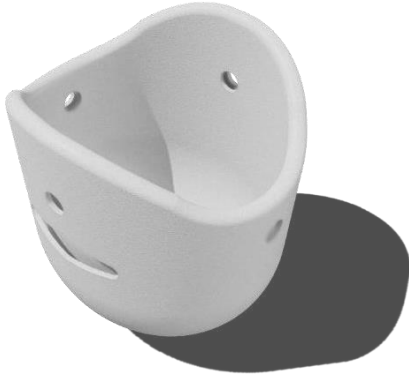


Figura 36. Muñón del prototipo (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

La pieza de la **Figura 36** permite el agarre entre el muñón del paciente y el prototipo, además, permitirá emular el movimiento del codo.



Figura 37. Antebrazo del prototipo (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

En la **Figura 37** se muestra el producto final del antebrazo el cual tiene como objetivo el unir el muñón y la mano generando un solo cuerpo, dando como resultado un movimiento de rotación en la muñeca y contracción angular en el codo.

3.4 Implementación de Software de Control

La programación se desarrolló en dos secciones, la **Figura 38** muestra la programación realizada en el software de Arduino.

```

protesis
int emg=A5;
int a=A4;
float y=0.0;
float w=0.0;
float alpha=0.05;
float s=y;
float b=w;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  Serial.println("s\tb\tcmg\ta");
}

void loop() {
  y=(float)analogRead(emg);
  s=(alpha*y)+(1-alpha)*s;
  Serial.print(y);
  Serial.print(",");
  Serial.print(s);
  w=(float)analogRead(a);
  b=(alpha*w)+(1-alpha)*b;
  Serial.print(a);
  Serial.print(",");
  Serial.println(b);
  delay(10);
}

```

Figura 38. Programación para adquisición de señales (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

En las **Figura 39**, **Figura 40**, **Figura 41**, se muestran los reconocimientos de señales EMG obteniendo las gráficas de señales mioeléctricas con la rectificación de filtro pasa bajas exponencial. Al iniciar la segunda etapa se implementó los parámetros de la etapa uno dando como resultado un escalamiento análogo entre la señal EMG y los servo mecanismos.

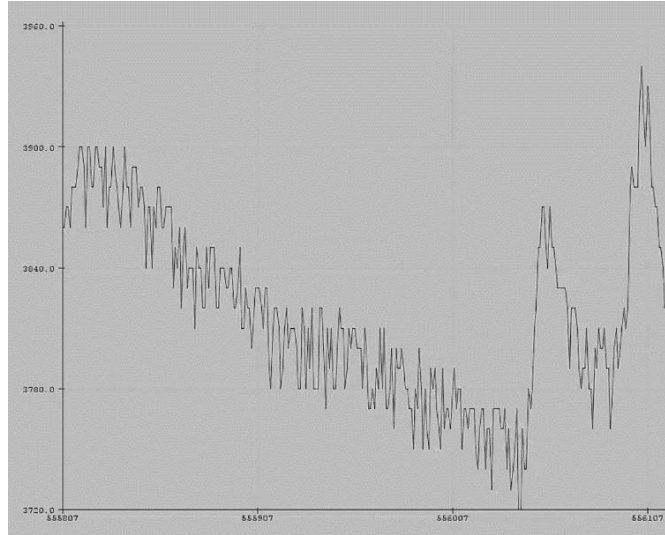


Figura 39. Señal de contracción de codo (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

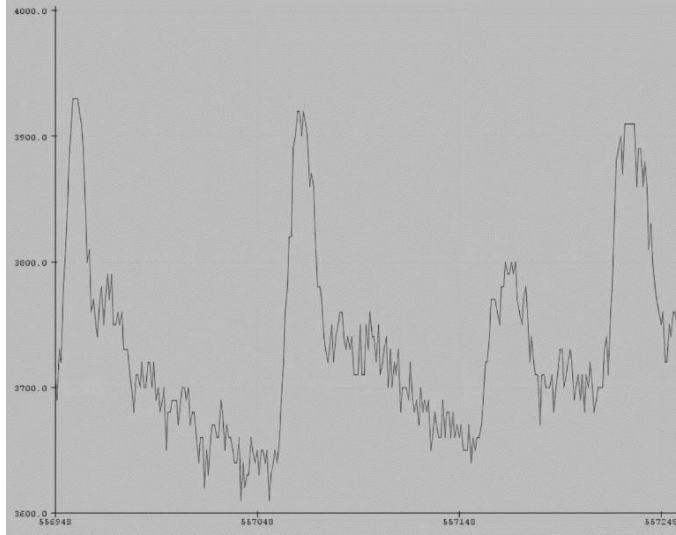


Figura 40. Señal de extensión y contracción de dedos (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

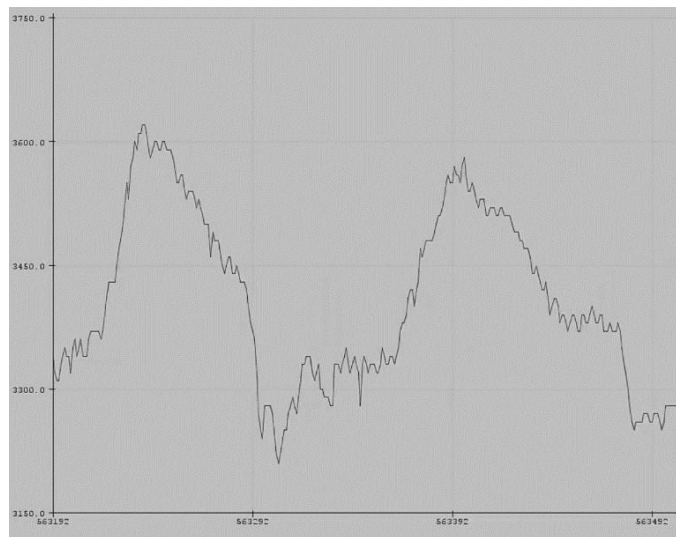


Figura 41. Señal de contracción del pulgar (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

La **Figura 42** representa la primera sección del código, en donde se estableció las respectivas librerías y variables pertenecientes a las entradas y salidas (sensores, actuadores) del proceso de control del prototipo.

```

PROTEISIS_INICIO_PROG
#include <Servo.h>
//NOMBRES Y POSICION DEL SERVOMOTOR//
Servo codo; //creamos nombres de reconocimiento para cada servo
Servo codo1;
Servo muñeca;
Servo pulgar;
Servo indice;
Servo medio;
Servo anular;
Servo menique;
// VALORES DE LECTURA Y FILTRACION//
int EMG0=A0;
int EMG1=A1;
int EMG2=A2;
int EMG3=A3;
float W=0.0;
float X=0.0;
float Y=0.0;
float Z=0.0;
float S0=W;
float S1=X;
float S2=Y;
float S3=Z;
float alpha=0.05;
int FS0,FS4;
int FS1,FS5;
int FS2,FS6;
int FS3,FS7;
//colocamos el angulo inicial para el inicio del trabajo
int antr1=0;
int antr2=0;

```

Figura 42. Programación etapa 1 de control (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

En la **Figura 43** se establece los ángulos de trabajo iniciales de los servos motores, a su vez, se declaran los pines de salida y la adquisición con programación de filtración de la señal en función de filtros pasa bajas exponencial.

```

int antr3=0;
int antr4=0;
int antr5=0;
int antr6=0;
int antr7=0;
int antr8=0;
int antr9=0;
void setup() {
  //CONEXION SERIAL//
  Serial.begin(9600);
  //DESIGACION DE PINES PARA SERVOMOTOR//
  codo.attach(3); // designacion de pin con salida pwm y normal
  codo1.attach(4);
  muñeca.attach(5);
  pulgar.attach(6);
  indice.attach(7);
  medio.attach(9);
  anular.attach(10);
  menique.attach(11);
}

void loop() {
  //filtrado exponencial
  W=(float)analogRead(EMG0);
  S0=(alpha*W)+((1-alpha)*S0);
  X=(float)analogRead(EMG1);
  S1=(alpha*X)+((1-alpha)*S1);
  Y=(float)analogRead(EMG2);
  S2=(alpha*Y)+((1-alpha)*S2);
  Z=(float)analogRead(EMG3);
  S3=(alpha*Z)+((1-alpha)*S3);
}

```

Figura 43. Programación etapa 2 de control (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

En la **Figura 44** se establecen los parámetros para la proyección en el serial plotter de Arduino y se da inicio a la condicional de trabajo para el movimiento de codo y muñeca.

```

Serial.print(W);
Serial.print(",");
Serial.print(S0);
Serial.print(X);
Serial.print(",");
Serial.print(S1);
Serial.print(Y);
Serial.print(",");
Serial.print(S2);
Serial.print(Z);
Serial.print(",");
Serial.println(S3);
//CR308 CC322 MR323 MRO328
//CODO-PUÑO
//CONDICIONAL IF
if(W>=308 && W<=329){
  if(W<=323){
    PS0=analogRead(W);
    antr1= map(W,308,322,0,120);
    antr2= map(W,308,322,120,0);
    codo.write(antr1);
    codo1.write(antr2);
  }
  else(W<=323){
    {
      PS1=analogRead(W);
      antr3= map(W,323,328,0,180);
    }
  }
}
//APERTURA Y CIERRE DE LOS 5 DEDOS
//&&ASD 400 CSD 570
else if(X>=400 && X<=571){

```

Figura 44. Programación etapa 3 de control (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

En la Figura 45 y Figura 46 el código mostrado permite la apertura y cierre de los 5 dedos de manera conjunta e individual.

```

PS1=analogRead(X);
antr4= map(X,400,570,0,180);
pulgar.write (antr4);
indice.write (antr4);
medio.write (antr4);
anular.write (antr4);
menique.write(antr4);
}
//apertura y cierre individual PUL, INDI, MED
//&& PC74 PR 10,IC56 IR10, MC59 MR10
else if(Y>=0 && Y<=75){
  if (Y>=0 && Y<=75){
    PS2=analogRead(Y);
    antr5=map(Y,10,74,0,180);
    pulgar.write (antr5);
  }
  else if(Y>=0 && Y<=60){
    PS3=analogRead(Y);
    antr6=map(Y,10,59,0,180);
    medio.write (antr6);
  }
  else if(Y>=0 && Y<=57){
    PS4=analogRead(Y);
    antr7=map(Y,10,56,0,180);
    medio.write (antr7);
  }
}
//APERTURA Y CIERRE INDIVIDUAL ANU,MEN
//&&AC159 AR110, MENC134 MENR110,
else if (Z>=100 && Z<=160){
  if(Z>=100 && Z<=160){

```

Figura 45. Programación etapa 4 de control (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)


```
    PS5=analogRead(Z);  
    antr8=map(Z, 110,159,0,180);  
    anular.write(antr8);  
  }  
  else if(Z>=100 && Z<=135){  
    PS6=analogRead(Z);  
    antr9=map(Z, 110,134,0,180);  
    menique.write(antr9);  
  }  
}  
}
```

Figura 46. Programación etapa 5 de control (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

CAPÍTULO 4: ANÁLISIS DE COSTO, PRUEBAS Y RESULTADOS

El presente capítulo muestra las pruebas que se realizaron con el prototipo, los instrumentos de medición que se utilizó son graduadores y el serial plotter de Arduino IDE. Consistiendo en mostrar la activación de los actuadores generando movimientos de contracción y de reposo.

Para la adquisición de datos se hizo un muestreo de 10 medidas angulares para falanges, antebrazo y muñeca, permitiendo la interpretación de la señal EMG con relación a los grados de trabajo en los actuadores.

Debido al déficit de tiempo presentado por agentes externos, las primeras pruebas se realizaron con los tesisistas para corroborar que la programación como diseño se establezcan parámetros adecuados y funcionales, en el caso del paciente las pruebas son mínimas puesto que se necesita seguir una rehabilitación en la cual el paciente se familiarice con el prototipo y sus músculos le permitan tener autonomía en el control de la prótesis.

También se presenta el análisis de costos el cual estará dividido en el diseño del sensor, costo de impresión y costos varios, mostrando los beneficios que posee este prototipo en relación a prototipos similares en el mercado.

Tomando en cuenta que se trata de un prototipo no se realizaron los cálculos de TIR o VAN, sin embargo, se calculó el porcentaje de ahorro en comparación con otros prototipos.

4.1 Análisis de costos

Estos se dividirán para mostrar los costos tanto en diseño e implementación, teniendo en cuenta el precio actual para los elementos que se utilizaron.

En la **Tabla XXIII** se presenta los materiales necesarios para la elaboración del sensor.

Tabla XXIII Costos del sensor (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

Componente	Valor Unitario [\$]	Cantidad	Valor total [\$]
Electrodos	0.60	3	1.80
Cables	0.75 cada metro	5	3.75
Block conector 3	0.35	2	0.70
Block conector 2	0.25	5	1.25
AD620	6	5	30
UA741	0.50	5	2.50
Capacitor electrolítico	0.35	5	1.75
Capacitor cerámico	0.15	15	2.25
Resistencia	0.08	10	0.80
Potenciómetro de precisión	0.50	15	7.50
Zócalos	0.20	10	2
Placa	17	1	17
Estaño	0.25 cada metro	5	1.25
Baterías	5	2	10
Conector baterías	0.25	2	0.50
Total			83.05

En la **Tabla XXIV** se definen los costos necesarios para elaborar la parte mecánica del prototipo.

Tabla XXIV Costos de implementación (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

Componente	Valor Unitario [\$]	Cantidad	Valor total [\$]
Servo MG90S	5.95	6	35.70
Servo FT5330M	32	2	64
Batería litio	33	1	33
Arduino UNO	15.50	1	15.50
Hilo nylon rígido	1.50 cada rollo	1	1.50

Hilo nylon flexible	3 cada rollo	1	3
Cargador	12.50	1	12.50
Impresión prototipo	380	1	380
Total			545.20

Para la **Tabla XXV** se añadieron costos varios de manera general que se presentaron durante el proyecto.

Tabla XXV Costos varios (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

Componente	Valor Unitario [\$]	Cantidad	Valor total [\$]
Mano de obra	125.65	2	251.30
Varios	25	1	25
Total			276.30

Costo final del prototipo	\$ 904.55
----------------------------------	------------------

El valor promedio de una prótesis en Ecuador es aproximadamente \$ 8.000, la mayoría de las personas con esta incapacidad recurren a la ayuda de fundaciones con las cuales su costo se reduce significativamente. Teniendo en cuenta un valor aproximado de \$ 2.000 a \$ 3.000 [4] que es la media de una prótesis de miembro superior mecánico, los precios a nivel internacional oscilan desde los \$ 5.000 a los \$ 20.000 dependiendo de la complejidad de estas. Para establecer el cálculo porcentual de ahorro se utilizó la Ecuación 5.

$$\%Ahorro = \frac{\text{costo comercial} - \text{costo prototipo}}{\text{costo comercial}} * 100\% \quad (\text{Ec. 5})$$

Ahorro a nivel nacional

$$\%Ahorro = \frac{3000 - 904.55}{3000} * 100\%$$

$$\%Ahorro = 69.85\%$$

Ahorro a nivel internacional

$$\%Ahorro = \frac{5000 - 904.55}{5000} * 100\%$$

$$\%Ahorro = 81.91\%$$

4.2 Pruebas y Resultados

En la **Tabla XXVI** se da a conocer la medida del error que se generó por la lectura del sensor. Los valores al oscilar entre 118 y 120 grados, dando un error muy pequeño, el cual, con terapia podría llegar a corregirse mediante la rehabilitación.

Dentro del rango de trabajo definido, no se generó un ángulo de trabajo mayor a los 120°, para evitar desgaste por rozamiento y evitar que los servomotores se recalienten.

Tabla XXVI Datos de flexión y extensión del codo (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

Cierre antebrazo		Cantidad de medidas [g°]										Promedio	Desviación Estándar
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
Codo	flexión (0-120)	120	118	119	120	119	121	120	119	122	121	119,9	1,1972
	extensión (120-0)	0	0	1	1,5	0	1	0	0	1	0	0,45	0,5986

En la **Tabla XXVII** se muestra que las medias oscilan con errores muy pequeños los cuales reaccionan en armonía con el paciente, creando un control estable.

Tabla XXVII Datos de flexión y extensión de los dedos Datos de flexión y extensión del codo (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

Cierre mano		Cantidad de medidas [g°]										Promedio	Desviación Estándar
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
muñeca	flexión (0 -180)	180	179	180	180	180	179	179	180	180	179	179,6	0,5163
	extensión (180-0)	0	2	1	0	0	1	0	0	2	0	0,6	0,8432

Los resultados obtenidos en el giro de muñeca se muestran en la **Tabla XXVIII**, en donde, se muestran pequeñas variaciones, permitiendo un giro adecuado de la parte mencionada en el prototipo.

Tabla XXVIII Datos de supinación y pronación de la muñeca Datos de flexión y extensión del codo (Fuente: Andrés Chillagano & Pablo Murminacho)

Giro muñeca		Cantidad de medidas [g°]										Promedio	Desviación Estándar
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
muñeca	supinación (0 -90)	-88	-89	-89,7	-90	-92	-90	-89	-89,2	-91	-90,5	-89,84	1,141344237
	pronación (0 +90)	90	91	88	89	89	90,3	91,2	89,7	90	92,3	90,05	1,242086059

La **Figura 39** muestra que los valores picos máximos son de 3900 μV oscilando entre los 2.5 a 5 microsegundos, también se muestran una caída en la gráfica que llega a los 3720 μV que permite observar la extensión del codo.

La **Figura 40** da como resultado 3920 μV en la flexión de los 5 dedos, a su vez, muestra una caída de voltaje al tener los dedos en reposo llegando a 3640 μV demostrando la factibilidad de adaptación del sensor.

Finalmente se realizó una encuesta de satisfacción (**Tabla XXIX**) al paciente para confirmar la funcionalidad de la prótesis.

La vida útil del prototipo dependerá de tres factores claves; el primer factor dependerá de la vida útil de la batería la cual posee como punto máximo 300 ciclos de carga o 3 años de uso; el segundo factor depende del tiempo de trabajo en los servo motores teniendo una relación de 20.000 horas de uso continuo sin presentar mantenimiento alguno; el tercer factor dependerá de la impresión 3D, la referencia principal de su vida útil es la carga admitida que se aplicara al prototipo, teniendo esta referencia en cuenta su vida útil oscila entre los 5 años.

Teniendo el valor promedio entre estos factores tenemos una vida útil que oscila entre 3 a 4 años sin dar mantenimiento alguno. Generando mantenimientos predictivos podemos alargar la vida útil en 2 años más.

Los mantenimientos se focalizarán en 4 puntos:

1. Mantenimiento preventivo y correctivo en los tendones y contra tendones evitando así el mal funcionamiento en la contracción y extensión de las falanges.

2. Mantenimiento preventivo en la batería, consistirá en el equilibrio de corriente y voltaje en las distintas celdas de carga.
3. Mantenimiento preventivo y correctivo en los servomotores intentando evitar fricción y desgaste en el acople de salida e internamente en los engranes de relación.
4. Mantenimiento correctivo en impresión 3D debido al mal uso por parte del usuario, se procederá a la re impresión del elemento deformado.

El desarrollo tecnológico que se produce en el campo de la bioingeniería dentro de la prótesis dependerá de las actualizaciones en sensores mioeléctricos y actuadores. Al ser el bio sensor muscular EMG de nuestra autoría se irá actualizando cada vez que el sensor se pueda reducir en tamaño, dejando un margen de actualización aproximadamente de 2 a 3 años.

Tabla XXIX Resultados de satisfacción del prototipo

Encuesta de satisfacción				
	calificación			10 cómodo 5 estorba 0 incomodo y molesto
¿Cómo te sientes utilizando la prótesis?	1	2	3	
mostrando la calificación en la comodidad que presenta la prótesis	7	8	10	
¿Es fácil controlar la prótesis?	1	2	3	10 fácil de controlar 5 control estable 0 imposible controlar
se presenta como el paciente controla la prótesis esta pregunta va acompañada con la terapia física que se debe prestar	8	8	9	
¿Qué tan pesado es la prótesis?	1	2	3	10 muy pesado 5 pesado 0 liviano
califica el peso total sentida por el paciente cuando está colocada en el cuerpo	7	5	3	
¿Te parece bonita la prótesis?	1	2	3	10 buen diseño 5 diseño aceptable 0 diseño horrible
muestra la apreciación del paciente al respecto del acabado físico y la similitud con un miembro natural	4	7	9	
¿si tuvieras la oportunidad de comprar esta prótesis lo harías?	si	no	Tal vez	(SI) precio económico (talvez) precio moderado (no) precio elevado
el costo va relacionado con los costos totales de la prótesis la cual puede llegar a ser el costo comercial	x			

CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones:

- El factor de seguridad del prototipo ensamblado es aceptable, el cual, es demostrado en el simulador virtual (SolidWorks), esto se ve reflejado en las sobrecargas de cada elemento que conforma el prototipo.
- Mediante las pruebas que se realizó con el sensor diseñado se concluyó que la adquisición de señales mioeléctricas depende de varios factores como la inactividad muscular, desgaste nervioso y alteraciones emocionales parámetros que alteran los valores pico de la onda.
- La deformación unitaria será mínima en cada elemento del prototipo teniendo en cuenta que las cargas reales son 1/3 de los resultados mostrados, esto debido a que las cargas externas de la estructura se encuentran sobredimensionadas para tener como dato el máximo peso que admitirá el prototipo antes de ceder en algún esfuerzo.
- Según los datos adquiridos en las encuestas la población ecuatoriana que sufre de este tipo de incidentes es clase media baja por el tipo de trabajo que realizan, el prototipo si en un futuro se trata de comerciar puede ser una prótesis adquirida por costos muy bajos a comparación de la competencia nacional e internacional.

Recomendaciones:

- Dar una extrusión de mayor dimensión en los pasadores para evitar rupturas en golpes brusco dando una dimensión de 5mm reemplazando la de 3mm para tener mayor garantía en el prototipo final.
- El diseño acepta servomotores como mecanismo de actuación se puede modificar para el uso de micro actuadores lineales los cuales ofrecen mayor fuerza, considerando que su costo es más elevado que el de un servomotor MG90S.
- En el programa, se utiliza variables de lectura personalizadas para tener una lectura exacta según su terapia de rehabilitación continúe como resultado de esto se puede implementar un control en estas variables las cuales puedan ser modificadas por el usuario.
- Debido a la cantidad de servomotores se puede colocar una forma de carga en energía limpia como un panel solar para tener energía auxiliar y evitar estar cargando frecuentemente el prototipo cada lapso tiempo.

Referencias

- [1] C. N. p. l. I. d. Discapacidades, «Estadísticas de Discapacidad,» [En línea]. Available: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>. [Último acceso: 24 11 2021].
- [2] J. J. V. Mayor, R. M. Costa, A. F. Neto y T. F. Bastos, «Decodificación de Movimientos Individuales de los Dedos y Agarre a Partir de Señales Mioeléctricas de Baja Densidad,» *RIAI - Revista Iberoamericana de Automatica e Informatica Industrial*, vol. 14, nº 2, pp. 184-192, 2017.
- [3] T. Bionics, «Scotland.org.,» [En línea]. Available: <https://www.scotland.org/about-scotland/scotland-stories/touch-bionics>. [Último acceso: 24 11 2021].
- [4] GK, «Las dificultades del acceso a las prótesis en Ecuador,» [En línea]. Available: <https://gk.city/2019/07/28/protesis-ecuador-discapacidad/>. [Último acceso: 29 11 2021].
- [5] A. salud, «Nuevo artículo sobre la utilidad de la prótesis mioeléctrica de antebrazo en pacientes amputados transradiales,» [En línea]. Available: <https://salud.asepeyo.es/profesionales/nuevo-articulo-sobre-la-utilidad-de-la-protesis-mioelectrica-de-antebrazo-en-pacientes-amputados-transradiales/>. [Último acceso: 29 11 2021].
- [6] G. H. Kejlaa, «Consumer concerns and the functional value of prostheses to upper limb amputees,» *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 17, nº 3, pp. 157-163, 1993.
- [7] P. Geethanjali, «Myoelectric control of prosthetic hands: State-of-the-art review,» *Medical Devices: Evidence and Research*, vol. 9, pp. 247-255, 2016.
- [8] C. N. p. l. I. d. Discapacidades, «Estadísticas de Discapacidad,» [En línea]. Available: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>. [Último acceso: 29 11 2021].
- [9] C. d. P. d. Derechos, «nformación Básica Personas con Discapacidad,» [En línea]. Available: <https://proteccionderechosquito.gob.ec/grupos/personas-con-discapacidades/>. [Último acceso: 29 11 2021].
- [10] PREDIF, «Discapacidad física,» [En línea]. Available: <https://www.predif.org/discapacidad-fisica/>. [Último acceso: 24 11 2021].
- [11] M. d. S. P. d. Ecuador, «Manual de Calificación de la Discapacidad,» *Dirección Nacional de Normatización, Ministerio de Salud Pública*, p. 23, 2018.
- [12] R. d. S. d. Cuba, «PROTESIS DE MIEMBROS SUPERIORES,» 2013. [En línea]. Available: <https://files.sld.cu/arteydiscapacidad/files/2013/01/protesis-de-miembros-superiores.pdf>. [Último acceso: 24 11 2021].
- [13] D. G. d. I. Biomédica, «Electromiografía (EMG),» [En línea]. Available: <https://www.dalcame.com/emg.html#.YoqsQKjMLrd>. [Último acceso: 29 11 2021].
- [14] O. ES, «¿Qué significa nivel de amputación?,» [En línea]. Available: <https://www.ottobock.es/protesica/informacion-para-amputados/de-la-amputacion-a-la-rehabilitacion/altura-de-la-amputacion/>. [Último acceso: 29 11 2021].
- [15] O. J. Muller, «Prótesis estética,» [En línea]. Available: <http://ortopediadjensmuller.com/servicio-de-fabricacion/protesis-de-miembro-superior/protesis-estatica/>. [Último acceso: 24 11 2021].

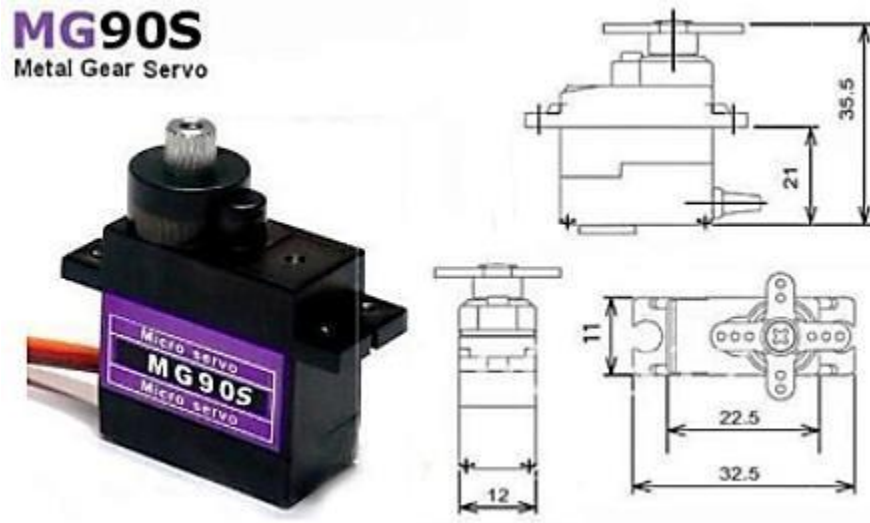
- [16] O. J. Muller, «Prótesis mecánicas e híbridas,» [En línea]. Available: <http://ortopediajensmuller.com/servicio-de-fabricacion/protesis-de-miembro-superior/protesis-mecanicas-e-hibridas/>. [Último acceso: 24 11 2021].
- [17] Mediprax, «TIPOS DE PROTESIS PARA MIEMBRO SUPERIOR,» [En línea]. Available: <https://mediprax.mx/tipos-de-protesis-para-miembro-superior/>. [Último acceso: 14 04 2022].
- [18] L. Amparo, A. López, M. Segundo, S. Maestría y H. Departamento, «ARTÍCULO ORIGINAL Biomecánica y patrones funcionales de la mano,» vol. 4, n° 1, pp. 14-24, 2012.
- [19] Zambeca, «Sensor muscular MyoWare,» [En línea]. Available: https://www.zambeca.cl/tiendaOficial/index.php?route=product/product&product_id=1223. [Último acceso: 24 11 2021].
- [20] DFROBOT, «Gravedad: sensor EMG analógico de OYMotion,» [En línea]. Available: <https://www.dfrobot.com/product-1661.html>. [Último acceso: 24 11 2021].
- [21] O. Carlos, «Sistema Electrónico de Rehabilitación para Personas que Padecen la Enfermedad Neuropática de Parálisis Facial Periférica,» *Facultad de Ingeniería en Sistemas Electrónica e Industrial*, pp. 35-36, 2021.
- [22] A. Divices, «AD620,» [En línea]. Available: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad620.pdf>. [Último acceso: 01 07 2022].
- [23] P. E. F. PULE, «PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSRADIAL MIOELÉCTRICA CON CONTROL DE SUJECCIÓN,» *UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA*, pp. 16-50, 2020.
- [24] O. Alfredo y V. Rios, «DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO ROBÓTICO DE MANO Y ANTEBRAZO DIESTRO PARA PRÓTESIS,» *UNIVERSIDAD INTERNACIONAL DEL ECUADOR*, pp. 1-139, 2017.
- [25] E. L. Middleton, «Diseño e implementación de un prototipo de prótesis robótica para antebrazo y mano derecha con movimientos independientes mediante señales neuronales,» *Repositorio Dspace*, vol. 1, n° 10, pp. 7-104, 2019.
- [26] A. Orfelina, J. Jácome y B. AlCuaical, «Sistema de entrenamiento para uso de prótesis mioeléctricas de brazo a través de señales electromiografías,» *Dominio de las Ciencias*, vol. 5, n° 2, pp. 47-56, 2019.
- [27] D. e. ESPOL, «Diseño de un sistema de control de movimientos de agarre para una prótesis de mano robótica con brazaletes Myo,» [En línea]. Available: <http://www.dspace.espol.edu.ec/handle/123456789/42546>.
- [28] F. R. Freire, L. M. Tobar y O. A. Chadrina, «Prótesis robótica controlada mediante señales mioeléctricas,» pp. 1-2, 2014.
- [29] O. Arteaga, M. Singaña, M. Monar y L. Murillo, «Diseño Y Construcción De Una Prótesis Biónica De Mano De 7 Grados De Libertad Utilizando Materiales Inteligentes Y Control Mioeléctrico Adaptada Para Varios Patrones De Sujeción,» *Universidad de las Fuerzas Armadas*, p. 11, 2015.
- [30] J. B. Piscocoya y W. R. Puicon, *Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo*, p. 92, 2019.
- [31] M. F. Museum, «DISEÑO DE PROTOTIPO DE PRÓTESIS BIÓNICA PARA PERSONAS CON FALTA DE UNA DE SUS EXTREMIDADES SUPERIORES DEL CUERPO,» vol. 45, n° 45, pp. 95-98, 2019.
- [32] S. E. Kopp y M. Proga, «Design of the Prototype,» pp. 1-20, 2003.

- [33] A. D. Nocera y D. A. Beltramone, «Development of a low-cost upper-limb myoelectrical prosthesis and its open source training system,» *IEEE Latin America Transactions*, vol. 11, n° 1, pp. 162-167, 2013.
- [34] BeBionic, «Prótesis de mano modernas,» [En línea]. Available: <https://www.centroortopedicotecnologico.com/be-bionic-s-30-es>. [Último acceso: 08 04 2022].
- [35] M. A. Gorosito y N. Jara, «Prótesis Funcional de Miembro Superior controlada a partir de dispositivo Myo,» pp. 1-205, 2017.
- [36] E. Collantes, M. J. Daniel, L. Pisfil y Y. Erwin, «Diseño y construcción de prototipo de prótesis biónica, usando tecnología de impresión 3d para personas discapacitadas por amputaciones transradiales del brazo derecho,» [En línea]. Available: <https://repositorio.unprg.edu.pe/handle/20.500.12893/4716>. [Último acceso: 14 04 2022].
- [37] Össur, «Life Without Limitations,» [En línea]. Available: <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/arms/i-limb-ultra-titanium>. [Último acceso: 27 04 2022].
- [38] C. O. N. Amputación y a. N.-d. M.-r. D. Del, «CONSTRUCCIÓN DE PRÓTESIS ROBÓTICA DE MANO PARA PERSONAS,» vol. 7, pp. 349-354, 2019.
- [39] V. J. Gonzalez-Villela, V. G. Arnez-Paniagua y E. Hernández-Avilés, «Diseño mecánico de mano antropomórfica orientada a sujeción de cuerpos amorfos,» de *Memorias del XVI congreso internacional anual de la SOMIM*, 2010.
- [40] B. S. S. JÁUREGUI, «Diseño mecánico de un prototipo de prótesis mioeléctrica transradial,» *Pontificia Universidad Católica del Perú*, p. 113, 2013.
- [41] L. M. C. MORENO y A. V. A. VALDERRAMA, «PROTOTIPO DE PRÓTESIS TRANSRADIAL PARA EL AGARRE DE OBJETOS,» *UNIVERSIDAD CES*, 2014.
- [42] O. Vargas, O. Flor, F. Suárez y C. Chimbo, «Construcción y pruebas de funcionamiento de un prototipo robótico para prótesis humana,» *Espirales Revista Multidisciplinaria de investigación*, vol. 4, n° 32, pp. 50-62, 2020.
- [43] «Matriz QFD,» [En línea]. Available: https://docs.google.com/spreadsheets/d/1pEU8xHqoEWY3_GDsi9Q3rtbb6_gyAjqD/edit#gid=1332039006. [Último acceso: 30 05 2022].
- [44] TOSHIBA, «Alldatasheet,» [En línea]. Available: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/1132104/ETC2/MG90S.html>. [Último acceso: 03 07 2022].
- [45] FEETECH, «GROBOTRONICS,» [En línea]. Available: <https://grobotronics.com/images/companies/1/6373467877004166337757590.pdf?1605266699816>. [Último acceso: 03 07 2022].
- [46] Grobotronics. [En línea]. Available: <https://grobotronics.com/servo-standard-35kg.cm-metal-gears-feetech-ft5330m.html>. [Último acceso: 03 07 2022].
- [47] R. G. B. y. J. K. Nisbett, *Diseño en Ingeniería mecánica de Shigley*, New York: The McGraw-Hill Companies,, 2012.
- [48] «Convertlive,» [En línea]. Available: <https://convertlive.com/es/u/convertir/kilogramo-fuerza/a/newtons>. [Último acceso: 23 07 2022].

- [49] Arduino, «Arduino,» [En línea]. Available: https://content.arduino.cc/assets/Atmel-7810-Automotive-Microcontrollers-ATmega328P_Datasheet.pdf. [Último acceso: 03 07 2022].
- [50] Arduino, «Arduino Oficial,» [En línea]. Available: <https://docs.arduino.cc/resources/datasheets/A000066-datasheet.pdf>. [Último acceso: 03 07 2022].
- [51] Arduino, «Arduino.cl,» [En línea]. Available: <https://arduino.cl/filtro-exponencial-ema-exponential-moving-average/>. [Último acceso: 23 07 2022].
- [52] M. A. P. V. H. Barouti, «Amputaciones del miembro superior,» [En línea]. Available: https://kipdf.com/amputaciones-del-miembro-superior_5b5459ab097c4762088b4575.html. [Último acceso: 01 07 2022].

ANEXOS

Datasheet MG90S

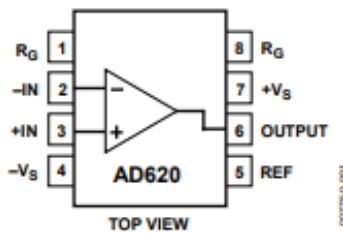


Especificaciones:

Weight: 13.4 g	Stall torque: 1.8 kgf-cm (4.8 V), 2.2 kgf-cm (6 V)
Dimension: 22.5 x 12 x 35.5 mm approx.	Operating speed: 0.1 s/60° (4.8 V), 0.08 s/60° (6 V)
Operating voltage: 4.8 V – 6.0 V	Dead band width: 5 μs

Datasheet AD620

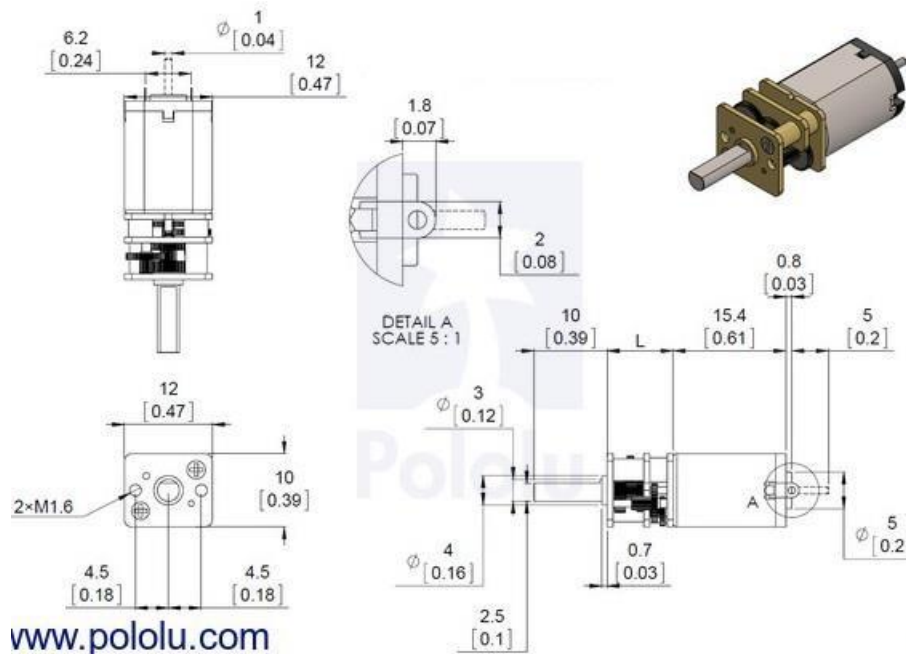
CONNECTION DIAGRAM



Especificaciones:

Gain range 1 to 10.000	Wide power supply range (± 2.3 V to ± 18 V)
Low power, 1.3 mA max supply current	50 μV max, input offset voltage
0.6 μV/°C max, input offset drift	1.0 nA max, input bias current
9 nV/√Hz @ 1 kHz, input voltage noise	0.28 μV p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)
120 kHz bandwidth (G = 100)	15 μs settling time to 0.01%

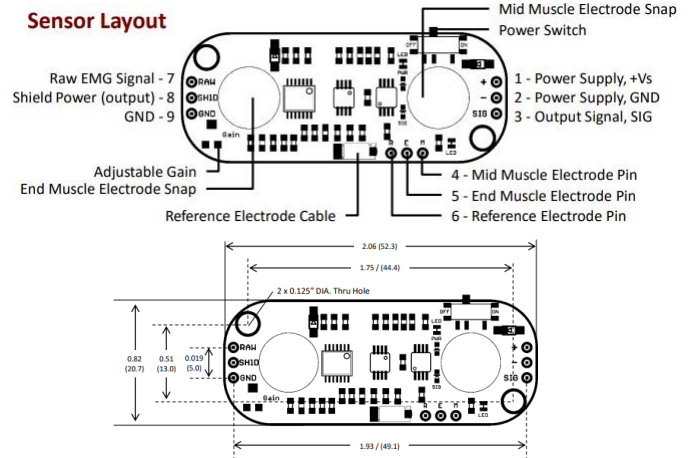
Datasheet Pololu 30:1



Especificaciones:

Peso: 9,5 gramos	Relación de transmisión: 29,86:1
Velocidad sin carga @ 12V: 1100 rpm	Corriente sin carga @ 12V: 0,08 A
Corriente de parada @ 12V: 0,75 A	Par de parada @ 12V: 0,39 kg·cm
Máxima eficiencia @ 12V: 30 %	Velocidad a máxima eficiencia: 840 rpm
Torque a máxima eficiencia: 0,10 kg·cm	Corriente a máxima eficiencia: 0,23 A

Sensor Myoware



Especificaciones:

Single Supply: +2.9 V to +5.7 V	Adjustable Gain Potentiometer: 0.01 Ω a 100 k Ω
Input Impedance: 110 G Ω	Supply Current: 9 mA a 14 mA
Common Mode Rejection Ratio (CMRR): 110	Input Bias: 1 pA

Modelado del bio sensor propuesto

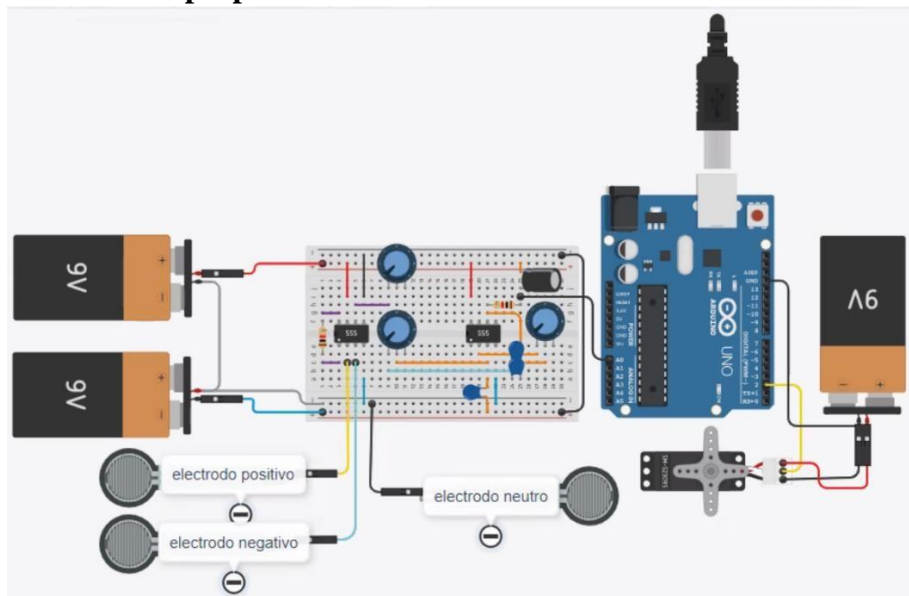
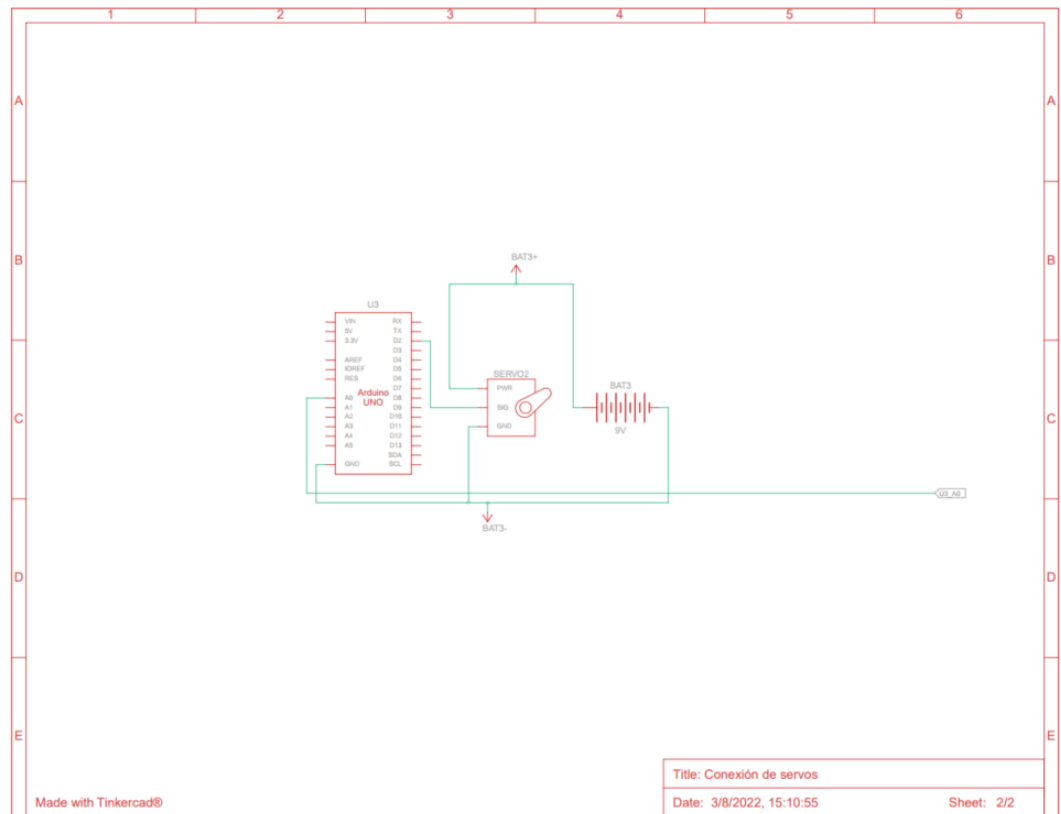
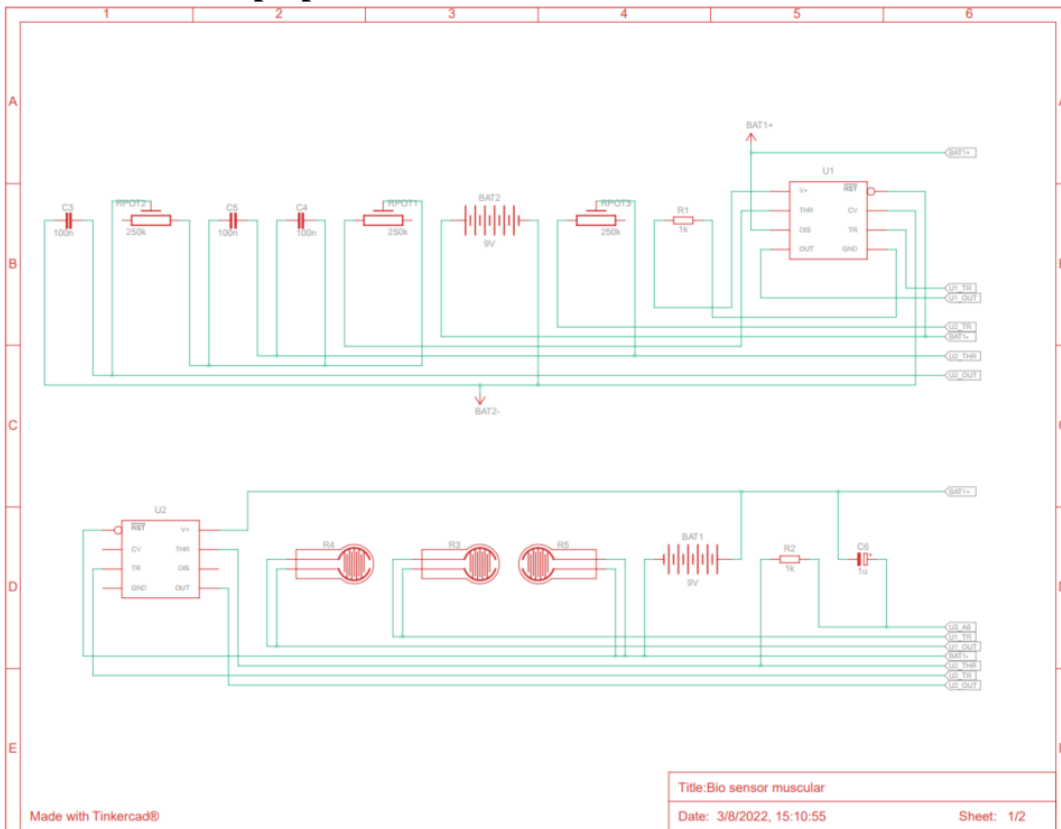


Diagrama del bio sensor propuesto



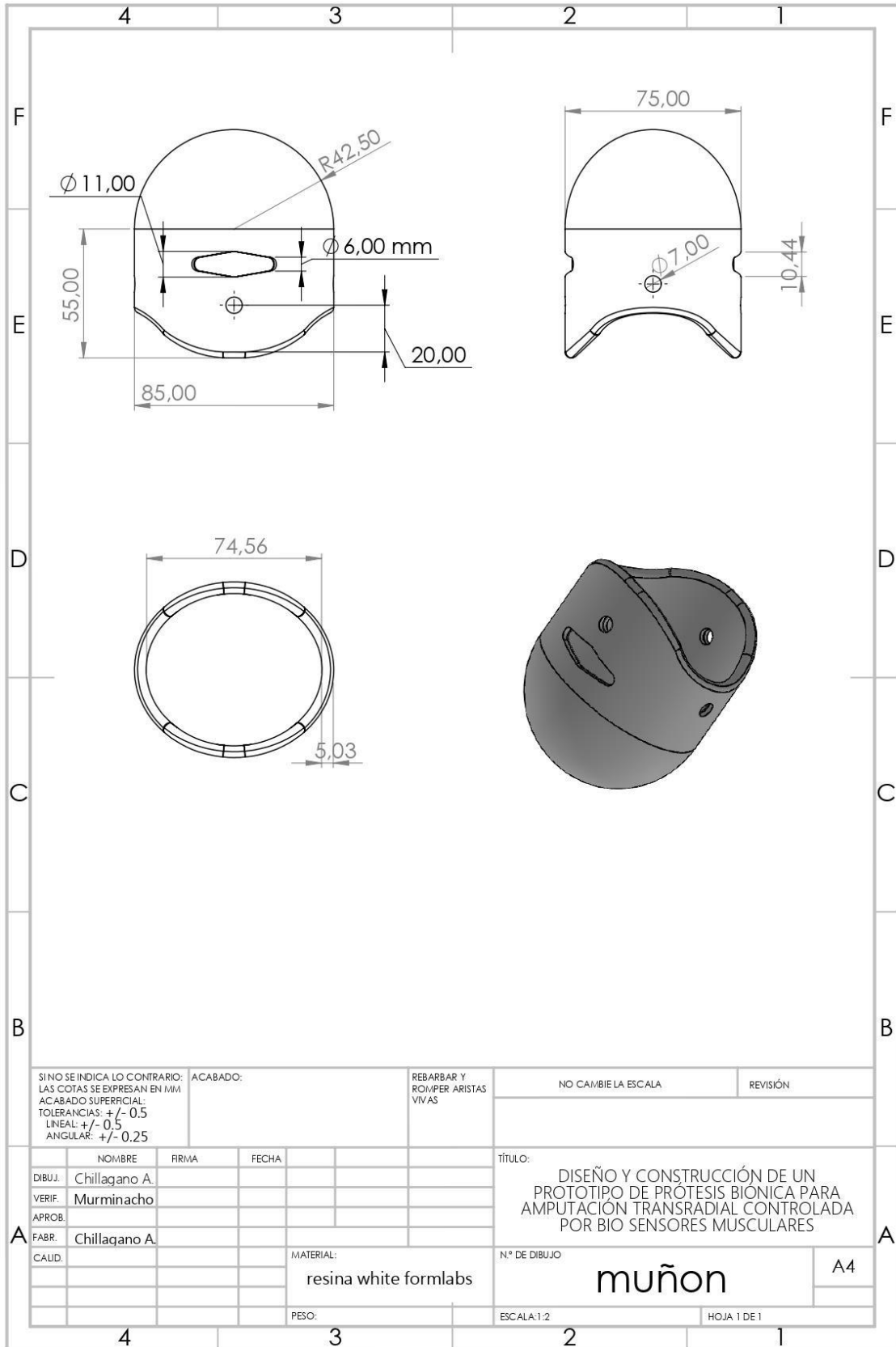
Características de los electrodos



Especificaciones

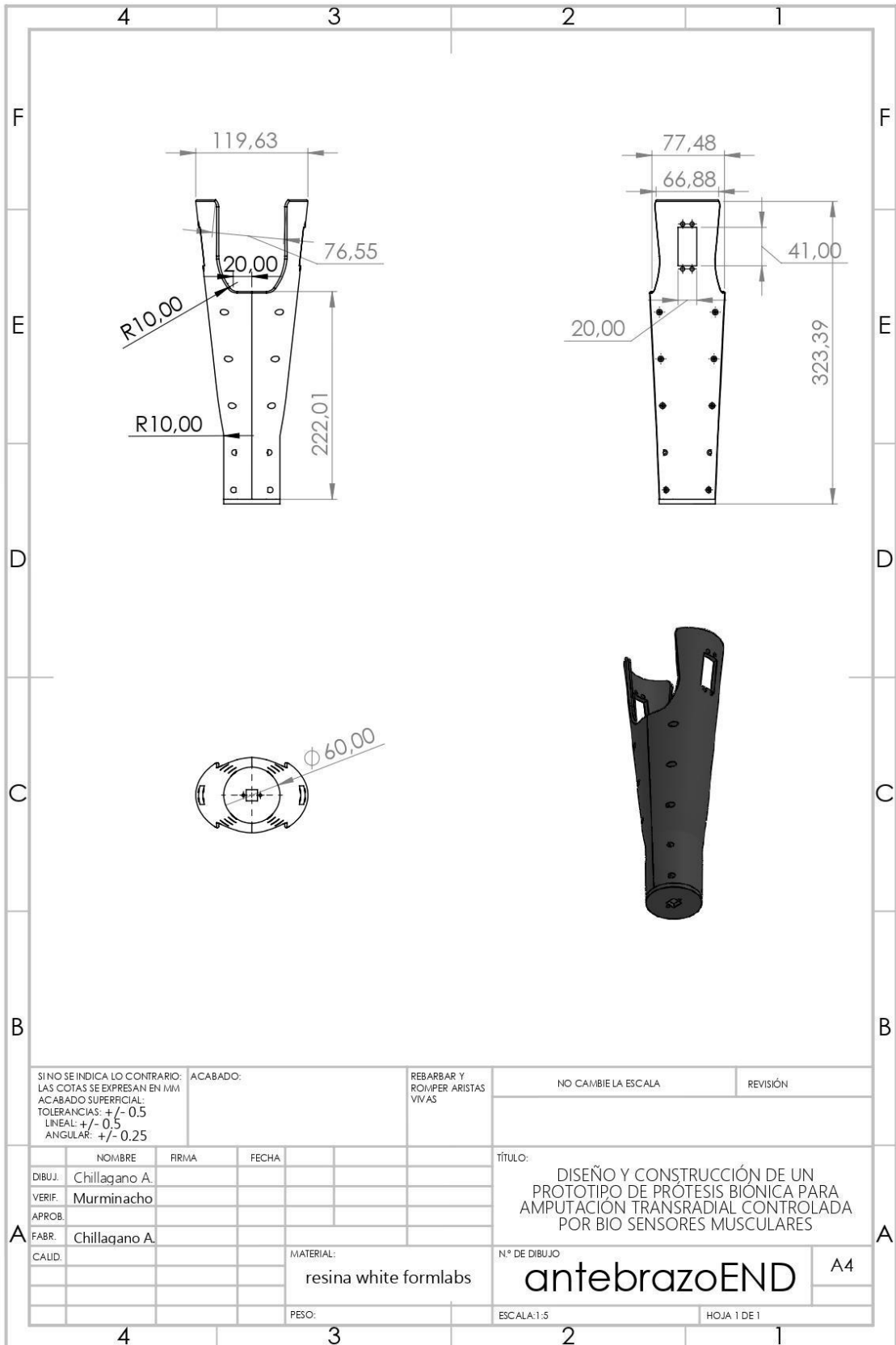
Dimensiones: 8.23 x 7.87 x 1.69 pulgadas
Peso del artículo: 1,76 onzas (49,9 gramos)
Material: Espuma
Fabricante: Bioprotector

Plano Muñón



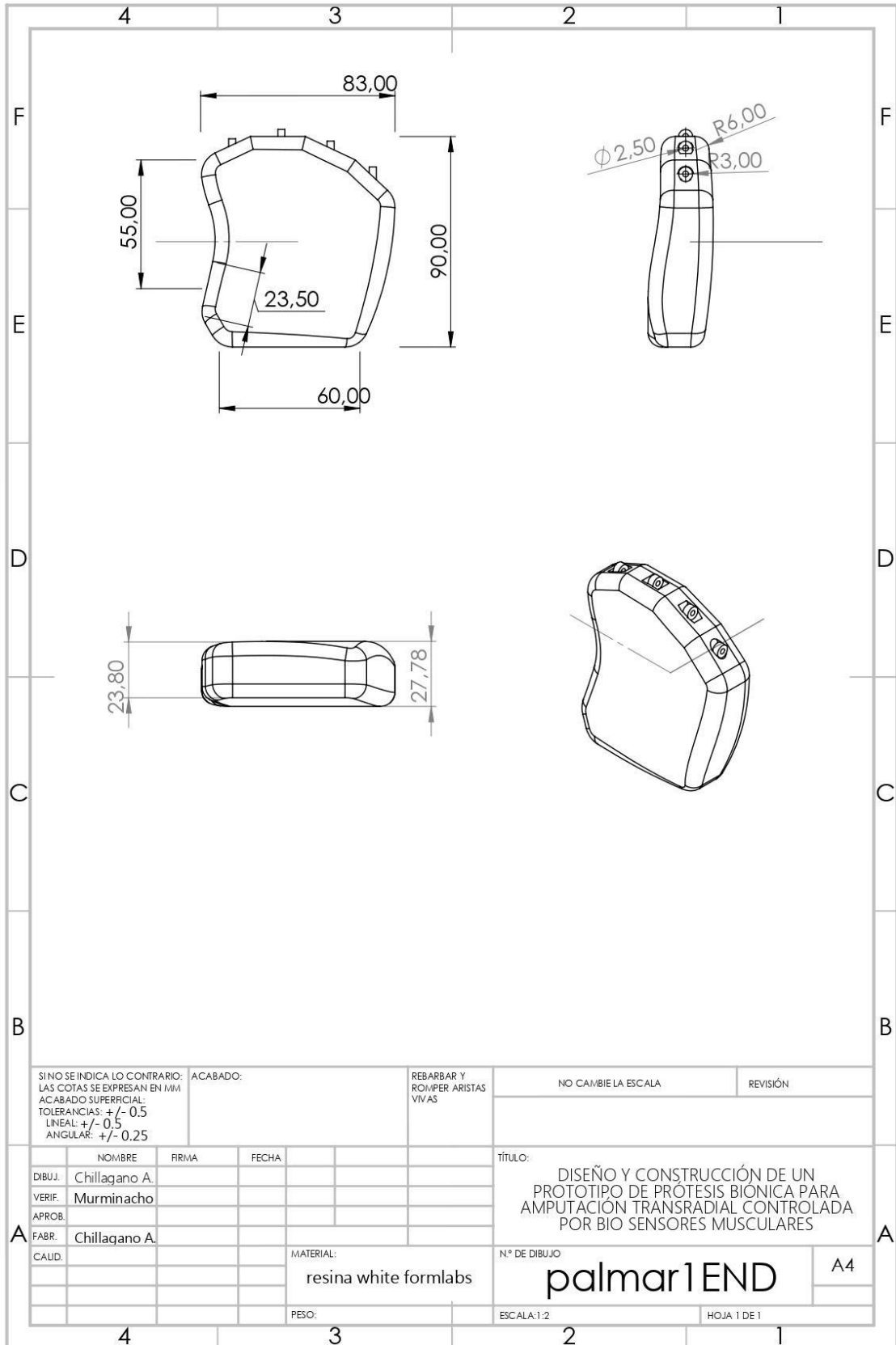
Anexo plano muñón (fuente Andres Chillagano & Pablo Murminacho)

Plano antebrazo



Anexo Plano antebrazo (Fuente: Andres Chillagano & Pablo Murminacho)

Plano Palmar



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS: +/- 0.5
 LINEAL: +/- 0.5
 ANGULAR: +/- 0.25

ACABADO:

REBARBAR Y
 ROMPER ARISTAS
 VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Chillagano A.		
VERIF.	Murminacho		
APROB.			
FABR.	Chillagano A.		
CAUID.			

TÍTULO:
 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN
 PROTOTIPO DE PRÓTESIS BIONICA PARA
 AMPUTACIÓN TRANSRADIAL CONTROLADA
 POR BIO SENSORES MUSCULARES

Nº DE DIBUJO
palmar1END
 ESCALA: 1:2
 HOJA 1 DE 1

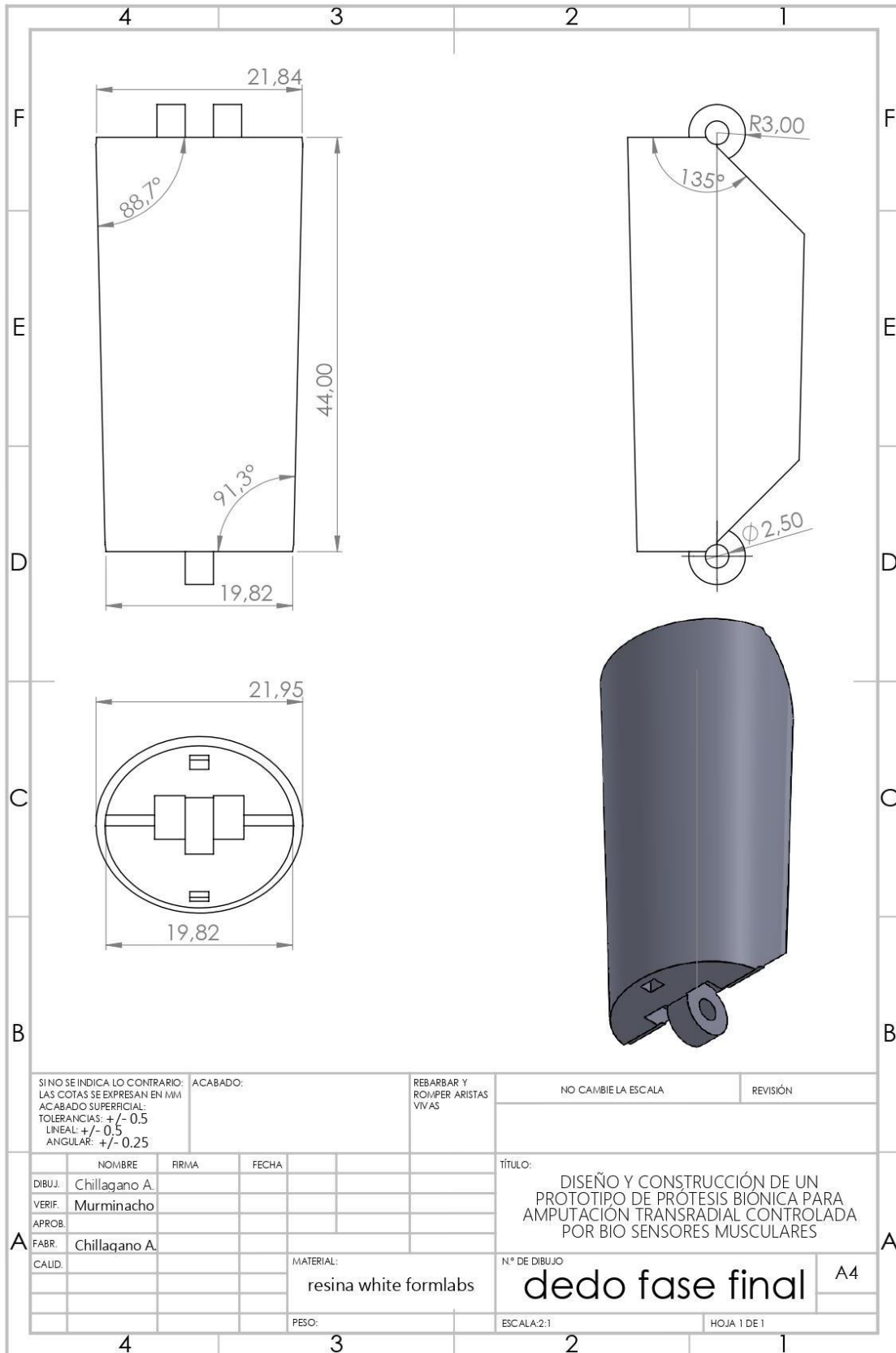
A4

MATERIAL:
 resina white formlabs

PESO:

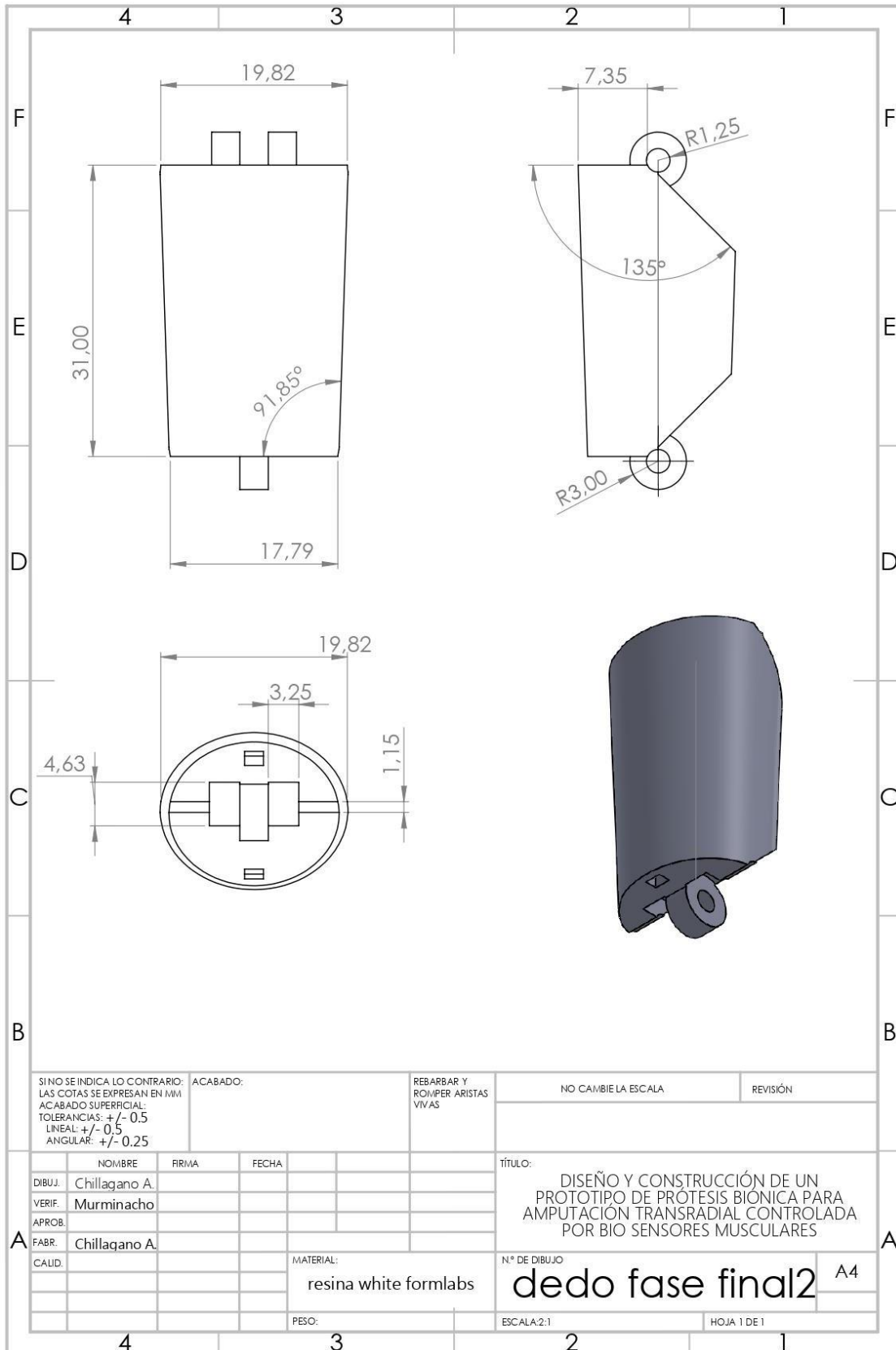
Anexo Plano palmar (Fuente: Andres Chillagano & Pablo Murminacho)

Plano falange proximal



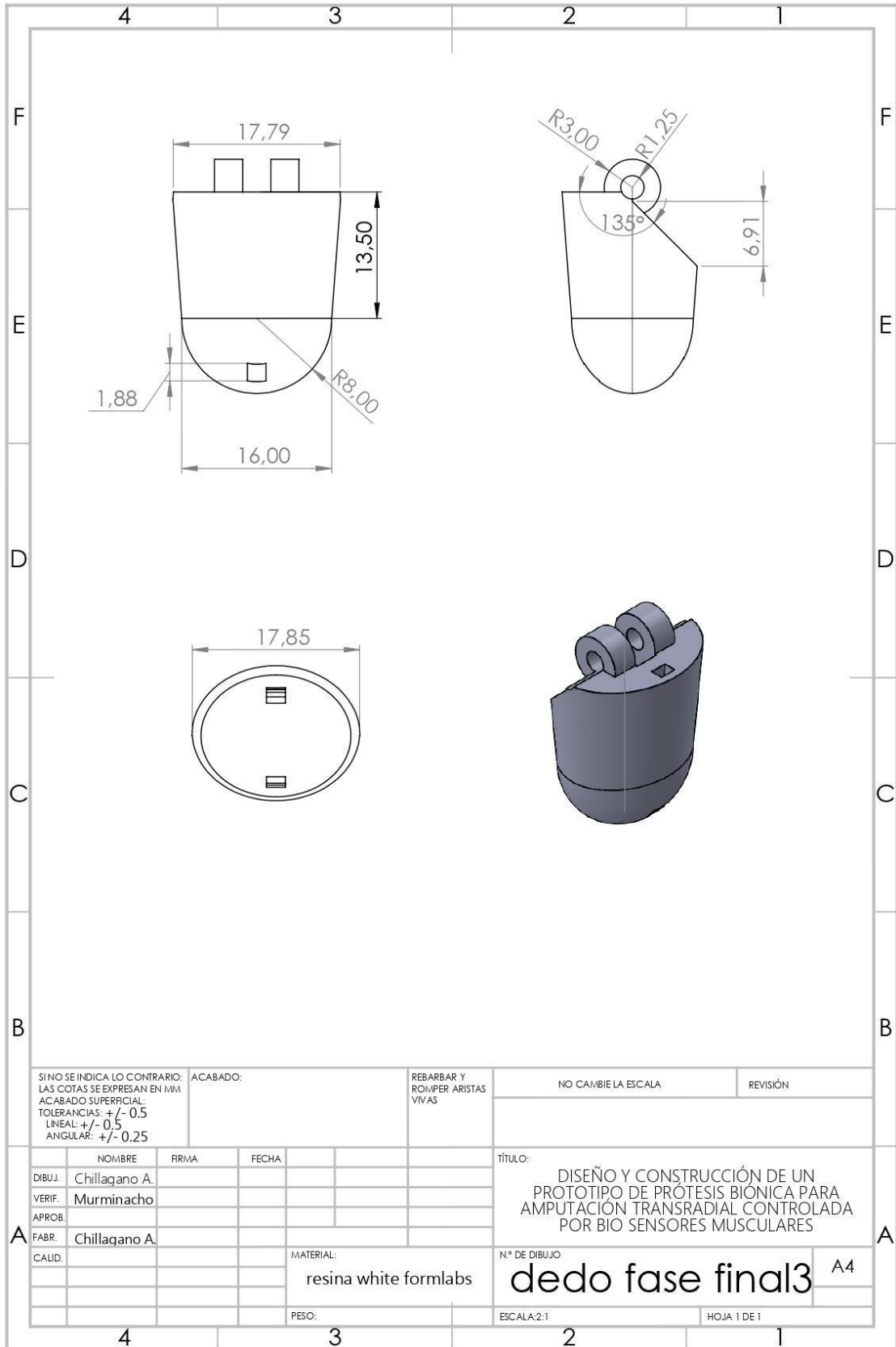
Anexo Plano proximal (Fuente: Andres Chillagano & Pablo Murminacho)

Plano falange media



Anexo Plano media (Fuente: Andres Chillagano & Pablo Murminacho)

Plano falange distal



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS: +/- 0.5
 LINEAL: +/- 0.5
 ANGULAR: +/- 0.25

ACABADO:

REBARBAR Y
 ROMPER ARISTAS
 VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Chillagano A.		
VERIF.	Murminacho		
APROB.			
FABR.	Chillagano A.		
CAUID.			

TÍTULO:
 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN
 PROTOTIPO DE PRÓTESIS BIONICA PARA
 AMPUTACIÓN TRANSRADIAL CONTROLADA
 POR BIO SENSORES MUSCULARES

Nº DE DIBUJO
dedo fase final3 A4

MATERIAL:
 resina white formlabs

ESCALA: 2:1 HOJA 1 DE 1

4 3 2 1

Anexo Plano distal (Fuente: Andres Chillagano & Pablo Murminacho)

Programación realizada en Arduino

```
#include <Servo.h>

//NOMBRES Y POSICION DEL SERVOMOTOR//

Servo codo; //creamos nombres de reconocimiento para cada servo

Servo codo1;

Servo muñeca;

Servo pulgar;

Servo indice;

Servo medio;

Servo anular;

Servo menique;

// VALORES DE LECTURA Y FILTRACION//

int EMG0=A0;

int EMG1=A1;

int EMG2=A2;

int EMG3=A3;

float W=0.0;

float X=0.0;

float Y=0.0;

float Z=0.0;

float S0=W;

float S1=X;

float S2=Y;

float S3=Z;

float alpha=0.05;

int PS0,PS4;

int PS1,PS5;

int PS2,PS6;
```

```

int PS3,PS7;
//colocamos el ángulo inicial para el inicio del trabajo
int antr1=0;
int antr2=0;
int antr3=0;
int antr4=0;
int antr5=0;
int antr6=0;
int antr7=0;
int antr8=0;
int antr9=0;
void setup() {
  //CONEXION SERIAL//
  Serial.begin(9600);
  //DESIGACION DE PINES PARA SERVOMOTOR//
  codo.attach(3);// designacion de pin con salida pwm y normal
  codo1.attach(4);
  muñeca.attach(5);
  pulgar.attach(6);
  indice.attach(7);
  medio.attach(9);
  anular.attach(10);
  menique.attach(11);
}

void loop() {
  //filtrado exponencial
  W=(float)analogRead(EMG0);

```

```

S0=(alpha*W)+((1-alpha)*S0);
X=(float)analogRead(EMG1);
S1=(alpha*X)+((1-alpha)*S1);
Y=(float)analogRead(EMG2);
S2=(alpha*Y)+((1-alpha)*S2);
Z=(float)analogRead(EMG3);
S3=(alpha*Z)+((1-alpha)*S2);
Serial.print(W);
Serial.print(",");
Serial.print(S0);
Serial.print(X);
Serial.print(",");
Serial.print(S1);
Serial.print(Y);
Serial.print(",");
Serial.print(S2);
Serial.print(Z);
Serial.print(",");
Serial.println(S3);
//CR308 CC322 MR323 MRO328
//CODO-PUÑO
//CONDICIONAL IF
if(W>=308 && W<=329){
if(W<323){
PS0=analogRead(W);
antr1= map(W,308,322,0,120);
antr2= map(W,308,322,120,0);
codo.write(antr1);

```



```

codo1.write(antr2);}
    else(W>=323);
    {
PS1=analogRead(W);
antr3= map(W,323,328,0,180);
    }
}

//APERTURA Y CIERRE DE LOS 5 DEDOS
//&&A5D 400 C5D 570
else if(X>=400 && X<=571){
    PS1=analogRead(X);
    antr4= map(X,400,570,0,180);
    pulgar.write (antr4);
    indice.write (antr4);
    medio.write (antr4);
    anular.write (antr4);
    menique.write(antr4);
}

//apertura y cierre individual PUL, INDI, MED
//&& PC74 PR 10,IC56 IR10, MC59 MR10
else if(Y>=0 && Y<=75){
    if (Y>=0 && Y<=75){
        PS2=analogRead(Y);
        antr5=map(Y,10,74,0,180);
        pulgar.write(antr5);
    }
    else if(Y>=0 && Y<=60){
        PS3=analogRead(Y);

```

```

    antr6=map(Y,10,59,0,180);
    medio.write(antr6);
}
else if(Y>=0 && Y<=57){
    PS4=analogRead(Y);
    antr7=map(Y,10,56,0,180);
    medio.write(antr7);
}
}
//APERTURA Y CIERRE INDIVIDUAL ANU,MEN
//&&AC159 AR110, MENC134 MENR110,
else if (Z>=100 && Z<=160){
    if(Z>=100 && Z<=160){
        PS5=analogRead(Z);
        antr8=map(Z, 110,159,0,180);
        anular.write(antr8);
    }
    else if(Z>=100 && Z<=135){
        PS6=analogRead(Z);
        antr9=map(Z, 110,134,0,180);
        menique.write(antr9);
    }
}
}
}

```

Fotos del paciente

Prótesis mecánica del paciente



Anexo Identificación de la prótesis que posee el paciente (Fuente: Andres Chillagano & Pablo Murminacho)

Toma de medidas



Anexo Medición de muñeca, antebrazo y muñón para diseñar el prototipo (Fuente: Andres Chillagano & Pablo Murminacho)

Pruebas de acoplamiento



Anexo Comprobación de elementos impresos en 3D (Fuente: Andres Chillagano & Pablo Murminacho)



Anexo Comprobación de arnés para sujeción del prototipo (Fuente: Andres Chillagano & Pablo Murminacho)

Certificado de aceptación

Quito, mayo 03, 2022

Sres.

Universidad Politécnica Salesiana

Ciudad. -

CERTIFICADO DE ACEPTACIÓN DE PACIENTE

Por medio de la presente se certifica que la Sra. María Fernanda Tapia Proaño con cédula de ciudadanía # 1714500103, madre del joven Juliano Jahir Amaguaña Tapia con cédula de ciudadanía # 1752354587, acepta que su hijo sea paciente para ayudar con las pruebas de funcionamiento del prototipo de prótesis transradial correspondiente al tema de titulación DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS BIÓNICA PARA AMPUTACIÓN TRANSRADIAL CONTROLADA POR BIO SENSORES MUSCULARES, realizado por los Sres. Andrés Rodrigo Chillagano Tipán con cédula de ciudadanía # 1725144818 y Pablo Andrés Murminacho Chillagana con cédula de ciudadanía # 1727188946 estudiantes de la Universidad Politécnica Salesiana de la carrera de Ingeniería Mecatrónica de décimo semestre.

El presente certificado puede ser usado por los interesados como lo estimen conveniente dentro de los términos de ley y actos lícitos.



Andrés Rodrigo Chillagano Tipán



María Fernanda Tapia Proaño



Pablo Andrés Murminacho Chillagana



Juliano Jahir Amaguaña Tapia