

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE CUENCA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

*Trabajo de titulación previo a la
obtención del título de Ingeniero
Mecatrónico*

PROYECTO TÉCNICO:

**“DESARROLLO DEL PROTOTIPO DE UN SISTEMA DE CONTROL
PARA PRÓTESIS DE MANO ASISTIDA MEDIANTE SEÑALES
ELECTROMIOGRÁFICAS”**

AUTORES:

EDISON SANTIAGO TENESACA LLIVIGAÑAY

RONNY NAÚN TITUANA SALINAS

TUTOR:

ING. JOHN IGNACIO CALLE SIGÜENCIA, PhD.

CO-TUTOR:

ING. PATRICIO FERNANDO URGILÉS ORTIZ, PhD.

CUENCA - ECUADOR

2020

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR

Nosotros, Edison Santiago Tenesaca Llivigañay con documento de identificación N° 0106111198 y Ronny Naún Tituana Salinas con documento de identificación N° 0150881209, manifestamos nuestra voluntad y cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos los autores del trabajo de titulación: **“DESARROLLO DEL PROTOTIPO DE UN SISTEMA DE CONTROL PARA PRÓTESIS DE MANO ASISTIDA MEDIANTE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS”**, mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de: *Ingeniero Mecatrónico*, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En aplicación a lo determinado en la Ley de Propiedad Intelectual, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia, suscribimos este documento en el momento que hacemos entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, julio del 2020

Edison Santiago Tenesaca Llivigañay

C.I. 0106111198

Ronny Naún Tituana Salinas

C.I. 0150881209

CERTIFICACIÓN

Yo, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación:
“DESARROLLO DEL PROTOTIPO DE UN SISTEMA DE CONTROL PARA PRÓTESIS DE MANO ASISTIDA MEDIANTE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS”, realizado por Edison Santiago Tenesaca Llivigañay y Ronny Naún Tituana Salinas, obteniendo el *Proyecto Técnico*, que cumple con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, julio del 2020



Firmado electrónicamente por:
**JOHN IGNACIO
CALLE
SIGUENCIA**

Ing. John Ignacio Calle Sigüencia, PhD.

C.I. 0102118213

DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, Edison Santiago Tenesaca Llivigañay con documento de identificación N° 0106111198 y Ronny Naún Tituana Salinas con documento de identificación N° 0150881209, autores del trabajo de titulación: **“DESARROLLO DEL PROTOTIPO DE UN SISTEMA DE CONTROL PARA PRÓTESIS DE MANO ASISTIDA MEDIANTE SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS”**, certificamos que el total contenido del *Proyecto Técnico*, es de nuestra exclusiva responsabilidad y autoría.

Cuenca, julio del 2020

Edison Santiago Tenesaca Llivigañay

C.I. 0106111198

Ronny Naún Tituana Salinas

C.I. 0150881209

DEDICATORIA

Con mucho cariño para mi tío Miguel, quien es más que un padre para mí y ha sido el pilar fundamental en mi vida, el que ha estado conmigo en todo momento, que me formó con reglas y algunas libertades, que me motivó constantemente para convertirme en un hombre de bien, el que siempre ha estado a mi lado ayudándome e impartiendo conocimientos y que gracias a su apoyo y constancia se hace realidad este logro.

A mi tía Rocío, por brindarme su apoyo y ayuda de la manera más desinteresada, siempre siendo esa madre ejemplar y un ejemplo de superación.

A mi madre Zoila que me ha criado desde pequeño y ha sido de gran ayuda en muchos momentos y que deseo que siempre este junto a mí.

Al ángel que habita en mi hogar, mi hermano Diego, que a pesar de su discapacidad intelectual siempre me ha ayudado en muchas labores en el hogar y a quien prometo que lo cuidaré hasta que no pueda más.

A mi abuelita Rosa, mi segunda madre quien siempre ha estado conmigo cuidándome y brindando sus consejos sabios, a mi tía Cristina, tío Polivio, primo Sebastián, primas Gabriela, Sofía y Emily, quienes han convivido conmigo gran parte de su vida.

A mi tío Hugo que se encuentra lejos de nosotros y de quien también he recibido apoyado en mi carrera.

Muchos de mis logros se los debo a todos ustedes entre los que se incluye este y muchos que poco a poco irán dando frutos, siempre estaré dispuesto a brindar mi apoyo incondicional como lo han hecho conmigo.

Edison Santiago Tenesaca Llivigañay

AGRADECIMIENTO

En primer lugar, a Dios por brindarme salud y una gran bendición durante toda mi vida. A toda mi familia que ha sido la base de mi formación, gracias por ayudarme a enfrentar los obstáculos de la vida, mismos que me han empujado a ir siempre un paso más allá, a desarrollar nuevos recursos y a crecer.

Al Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB) por permitirme formar parte de ese conjunto de amigos, investigadores y líderes que lo integran y poder desarrollar mi proyecto de titulación.

A mi tutor, Ing. John Calle, PhD., por haber transmitido sus conocimientos y ayudarme durante el desarrollo de este trabajo, con constancia y dedicación.

A Pedro Brito, nuestro paciente, quien es un ejemplo de persona, a pesar de los obstáculos que la vida le presentó, nunca ha dejado de luchar por salir adelante, gracias a él por apoyarnos en el desarrollo de este trabajo y que es una motivación para el resto de personas que incluso teniendo todo nos quejamos.

Por último, a la Universidad Politécnica Salesiana y a todo su cuerpo de docentes por ayudarme en mi formación durante todo este tiempo.

Edison Santiago Tenesaca Llivigañay

DEDICATORIA

En el transcurso de mi vida he tenido la idea de que es mejor realizar las cosas por ti mismo, sin embargo, en toda mi trayectoria académica he aprendido que hay personas cuyas aportes en tu formación pueden ser muy significativos, sin embargo hasta ahora puedo estar seguro de que siempre voy a contar con dos personas que siempre van a estar para mí, de las cuales el amor que he recibido es invaluable, había ocasiones en las que sentía que ya no quería seguir, debido a que mis responsabilidades académicas y económicas estaban acabando con mis ganas de seguir estudiando, pero sus palabras y el sacrificio que han hecho por mí siempre daban el impulso que necesitaba para seguir luchando, nunca olvidaré todo lo que he vivido con ellos, ya que eso me ha hecho la persona que soy, dándome la idea de que puedo ser mejor cada día y que puedo lograr lo que yo desee si trabajo duro por ello.

Por ello y muchas cosas que no avanzaría a redactar, les dedico esta tesis a mis padres Rosa Salinas y Naún Tituana, quienes han sido el motor que impulsa mi vida diaria.

A mis hermanos Marco, Ronaldo y Giovanni quienes siempre me han apoyado económicamente, con sus consejos y apoyo, también a Evelyn y Ricardo para quienes he tratado de ser un buen hermano.

A mi novia quien ha sido mi apoyo en los últimos meses, siendo la compañera ideal para afrontar los obstáculos que se me presentan.

A mis amigos y compañeros de universidad que han sido también parte de mi formación.

Ronny Naún Tituana Salinas

AGRADECIMIENTO

En primer lugar, a Dios por darme la salud y la vida para poder disfrutar este momento importante.

A mi familia resaltando el apoyo de mis padres para quienes no fue sencillo, y espero poder corresponder a sus expectativas, al igual que mis hermanos de quienes he recibido consejos y la confianza que me ha guiado en este camino.

A mi tutor de tesis Ing. John Ignacio Calle Sigüencia quien me brindo la confianza para poder realizar este proyecto aparte del conocimiento brindado, por su apoyo le estoy infinitamente agradecido.

A mi novia por ser una personal incondicional para mí y todo lo que me ha apoyado.

A mis cuñadas Maribel y Mariuxy quienes me han ayudado con ciertas tareas, para que yo pueda realizar mis trabajos de la universidad.

A la Universidad Politécnica Salesiana por el apoyo económico, recibido para el desarrollo de este proyecto.

A mis amigos que me han apoyado mucho para poder culminar mis proyectos universitarios.

A todas las personas que no he mencionado, profesores, dirección de carrera, y personal administrativo de la universidad, departamento de bienestar estudiantil, que de alguna manera han influenciado en mi formación.

Ronny Naún Tituana Salinas

RESUMEN

En el presente documento se da a conocer el desarrollo de un controlador, considerando que el trabajo forma parte de una de las etapas del proyecto planteado por el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB) y que tiene como finalidad posibilitar los movimientos definidos para la prótesis de mano MAKI 3.0 desarrollada en una etapa anterior.

En primer lugar, se analiza la información correspondiente al análisis cinemático y dinámico de la prótesis para determinar los movimientos y agarres adecuados, por último, se realiza un estudio teórico de los diferentes controladores utilizados en las prótesis de mano, lo que aporta a la toma de decisiones en el diseño.

En la segunda parte se diseña el sistema de control considerando las señales electromiográficas tomadas con el brazalete MYO¹ utilizando componentes de última generación para asegurar la sostenibilidad del sistema en el tiempo y utilizando un software de ingeniería se realiza el modelo que nos permita identificar la funcionalidad y eficiencia del mismo. Posteriormente se construye el sistema de control en función al espacio disponible en la prótesis de manera que se logre la correcta integración del controlador y así garantizar su ergonomía.

Finalmente, se realizan las respectivas pruebas de funcionamiento, primero sin carga, simulando los pulsos en la toma de señales para definir tiempos de respuesta, trayectorias, posiciones y consumo energético del dispositivo; luego se ejecutan las pruebas con un paciente con amputación, de quien se han tomado las condiciones antropométricas para el desarrollo del prototipo.

ABSTRACT

This document presents the development of a controller, considering that the work is part of one of the stages of the project proposed by the Research Group in Biomedical Engineering (GIIB) and that its purpose is to enable the movements defined for the MAKI 3.0 hand prosthesis developed at an earlier stage.

In the first place, the information corresponding to the kinematic and dynamic analysis of the prosthesis is analyzed to determine the appropriate movements and grips, finally, a theoretical study of the different controllers used in hand prostheses is carried out, which contributes to the taking decision making in design.

In the second part, the control system is designed considering the electromyographic signals taken with the MYO¹ armband, using the latest generation components to ensure the sustainability of the system over time and using engineering software, the model is made that allows us to identify the functionality and efficiency of it. Subsequently, the control system is built according to the space available in the prosthesis so that the correct integration of the controller is achieved and thus guarantee its ergonomics.

Finally, the respective operation tests are carried out, first without load, simulating the pulses in the signal taking to define response times, trajectories, positions and energy consumption of the device; then the tests are carried out with an amputee patient, from whom the anthropometric conditions have been taken for the development of the prototype.

ÍNDICE

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR.....	¡Error! Marcador no definido.
CERTIFICACIÓN	¡Error! Marcador no definido.
DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD.....	¡Error! Marcador no definido.
DEDICATORIA	I
AGRADECIMIENTO	VI
DEDICATORIA	VII
AGRADECIMIENTO	VIII
RESUMEN	IX
ABSTRACT	X
ÍNDICE... ..	XI
ÍNDICE DE TABLAS	XVI
1. INTRODUCCIÓN	17
2. PROBLEMA	18
2.1. Antecedentes	18
2.2. Importancia y Alcances.....	19
2.3. Delimitación	20
3. OBJETIVOS.....	21
3.1. Objetivo General	21
3.2. Objetivos Específico	21
4. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	22
4.1. Sistemas de control para prótesis de mano.....	22
4.1.1. CyberHand	22
4.1.2. Mano biónica Michelangelo	22
4.1.3. SensorHand Speed y VariPlus Speed.....	23
4.1.4. Flexy Hand 2	24
4.1.5. MACOSEMU	25
4.1.6. Prótesis mioeléctrica para desarticulación de muñeca [29].....	25
4.1.7. PRÓTESIS MAKI UPS V1.0 [30].....	26
4.1.8. PRÓTESIS MAKI 2.0 [32].....	26
4.2. PRÓTESIS MAKI 3.0.....	28
4.2.1. Análisis cinemático [33].....	29
4.2.2. Construcción	30
4.3. Sistemas de electromiografía para la toma de señales	31

4.3.1.	Electromiografía	31
4.3.2.	Sistemas para el registro de señales EMG	32
5.	MARCO METODOLÓGICO	36
5.1.	Análisis de la prótesis MAKI 3.0.....	36
5.2.	Análisis del mecanismo de muñeca.....	37
5.2.1.	Componentes	38
5.2.2.	Análisis de Movimientos	41
5.3.	Construcción de la prótesis de mano y el sistema de muñeca	44
5.3.1.	Construcción de componentes en material polimérico	44
5.3.2.	Tiempos y volúmenes de impresión	49
5.3.3.	Construcción del sistema de transmisión mecánico.....	51
5.4.	Diseño construcción e implementación del prototipo de sistema de control	54
5.4.1.	Diseño del sistema de control.....	54
5.4.1.	Diseño del circuito	74
5.4.2.	Construcción del controlador.....	79
5.4.3.	Implementación del sistema de control en la prótesis	80
6.	RESULTADOS.....	82
6.1.	Sistema de flexión-extensión de la muñeca.....	82
6.2.	Filtrado de señales	84
6.3.	Pruebas de campo.....	88
6.3.1.	Agarre cilíndrico (botella).....	89
6.3.2.	Agarre de punta.....	89
6.3.3.	Agarre lateral o de tarjeta.....	89
6.3.4.	Posición de tecleo	90
6.3.5.	Agarre cilíndrico (marcador)	90
6.3.6.	Agarre tipo gancho	90
6.3.7.	Pronación-supinación	91
6.4.	Costos.....	92
6.5.	Consumo energético	92
7.	CONCLUSIONES.....	94
8.	RECOMENDACIONES.....	95
9.	TRABAJOS FUTUROS	96
10.	REFERENCIAS.....	97

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.	Prótesis de mano CyberHand [14].	22
Figura 2.	Prótesis Michelangelo [19].	23
Figura 3.	Prótesis eléctricas [22].	23
Figura 4.	Prótesis de mano Flex Hand 2 [26].	24
Figura 5.	Prótesis controlada mediante el brazalete Myo [27].	24
Figura 6.	Prótesis de mano controlada con señales musculares [28].	25
Figura 7.	Prótesis de mioeléctrica para desarticulación de muñeca [29].	25
Figura 8.	Prótesis Maki 1.0 [30].	26
Figura 9.	Prótesis Maki 2.0	27
Figura 10.	Prótesis Maki 3.0	28
Figura 11.	Dimensiones de la prótesis MAKI 3.0 (vista frontal y lateral) [33].	28
Figura 12.	Curva de la trayectoria del dedo índice [33].	29
Figura 13.	a) Flexión y extensión, b) Agarre lateral, c) Agarre cilíndrico (botella), d) Agarre cilíndrico (marcador), e) Agarre de precisión, f) Agarre tipo gancho, g) Posición de tecleo [33].	30
Figura 14.	Partes que conforman la prótesis de mano, a) Dedos, falanges, acoples, guías b) Dorso, c) Palma, d) Tapa de la batería [33].	30
Figura 15.	Señal EMG del brazo a) amplitud vs tiempo, b) amplitud vs frecuencia [38].	31
Figura 16.	Componentes externos del brazalete MYO [42].	32
Figura 17.	Impulsos eléctricos tomados de los músculos [44].	33
Figura 18.	Comunicación entre el Myo y la PC [45].	33
Figura 19.	Músculos de mayor actividad de señales EMG [47].	33
Figura 20.	Método invasivo [49].	34
Figura 21.	Método no invasivo [51].	35
Figura 22.	Señales EMG del bíceps [53].	35
Figura 23.	a) Elementos de unión de los dedos meñique, anular, medio e índice. b) Sistema del dedo pulgar.	37
Figura 24.	Ensamble de los actuadores en la prótesis de mano para el movimiento de los dedos.	37
Figura 25.	Cuerpo de la muñeca: a) Modelo anterior, b) Nuevo modelo.	38
Figura 26.	Acople rápido. a) Modelo anterior, b) Nuevo modelo.	39
Figura 27.	Socket. a) Modelo anterior, b) Modelo recortado.	40
Figura 28.	Porta-potenciómetro.	40
Figura 29.	Mecanismo de movimiento de flexión-extensión.	41
Figura 30.	Soporte micromotores.	41

Figura 31.	Ensamble del sistema de movimiento de flexión-extensión de la muñeca.....	42
Figura 32.	Eje de unión mano-muñeca a) Sistema anterior b) Nuevo sistema.	42
Figura 33.	Sistema de socket con el mecanismo de giro.	43
Figura 34.	Elementos rodantes que permiten el giro de la muñeca.....	43
Figura 35.	Ensamble del sistema del movimiento de flexión-extensión.....	44
Figura 36.	Despiece de los elementos del conjunto mano-muñeca.....	44
Figura 37.	a) Impresora 3D Form 2 [54], b) Impresora RAISE3D Pro2 Plus [55].....	45
Figura 38.	Dedos, acoples, falanges de la prótesis de mano.	45
Figura 39.	Dorso de la prótesis de mano.....	46
Figura 40.	a) Kit para el lavado. b) Kit para el curado (Form Cure).....	46
Figura 41.	Curva característica para el curado de la resina Tough V5 [56].....	47
Figura 42.	Tapa de la batería, palma de la mano, cuerpo de la muñeca, soporte micromotores, soporte potenciómetro, anillo de acople rápido.....	48
Figura 43.	Sistema de socket.....	48
Figura 44.	Piñones para el movimiento de flexión y extensión de la muñeca.....	52
Figura 45.	Eje para la unión de la prótesis con el sistema de muñeca.....	52
Figura 46.	Cubo para la sujeción del eje en la prótesis de mano.....	52
Figura 47.	Bujes de unión de la prótesis de mano con el sistema de muñeca.....	52
Figura 48.	Rueda dentada interna y piñón para giro horario y antihorario del sistema de muñeca.	53
Figura 49.	Diagrama de bloques del prototipo de sistema control EMG.....	54
Figura 50.	Pines del módulo HM-11 utilizados.	56
Figura 51.	Conexión de los pines del módulo HM-11 al Arduino.....	56
Figura 52.	Ejecución CCLoader.exe desde el terminal de Windows.	57
Figura 53.	Carga de firmware completo.....	57
Figura 54.	Diagrama utilizado para la toma de señales.....	58
Figura 55.	Ubicación del brazaletes.....	58
Figura 56.	Gráficas y valores de las señales.....	58
Figura 57.	Driver L293DD [62].	64
Figura 58.	Disposición de pines del Arduino Nano.....	65
Figura 59.	Disposición de pines del Arduino Pro Mini.	66
Figura 60.	Potenciómetro [64].....	67
Figura 61.	Batería de litio [65].	68
Figura 62.	Elevador de voltaje [66].....	68
Figura 63.	Diagrama de bloques de la estructura del software.	69
Figura 64.	Código de programación para la flexión y extensión de los actuadores.....	70

Figura 65.	Código de programación para ejecutar los movimientos del sistema de muñeca.	71
Figura 66.	Diagrama de flujo de la programación de la tarjeta de controladora Arduino ProMini.....	72
Figura 67.	Diagrama de flujo de la programación de la tarjeta de controladora Arduino Nano.	73
Figura 68.	Circuito de control.	74
Figura 69.	Dimensiones del espacio reservado para la tarjeta de control.	75
Figura 70.	Calculadora de ancho de traza de PCB [69].	76
Figura 71.	Ubicación de componentes en la placa principal.....	77
Figura 72.	Placa de control principal. a) Capa superior, b) Capa inferior.....	77
Figura 73.	Reglas de diseño o DRC.....	78
Figura 74.	Placa de control secundaria a) Capa superior, b) Capa inferior.....	79
Figura 75.	Placas impresas, vista de fabricación. a) Placa principal, b) Placa secundaria.....	79
Figura 76.	Tarjetas de control construidas: a) Placa principal, b) Placa secundaria.....	79
Figura 77.	Ensamble de los elementos electrónicos en las tarjetas de control.....	80
Figura 78.	Ensamble de la tarjeta de control en la prótesis de mano.	80
Figura 79.	Ensamble del conjunto prótesis de mano-muñeca.....	81
Figura 80.	Movimiento de flexión-extensión con el nuevo sistema.	82
Figura 81.	Sistema de transmisión anterior vs. Sistema actual.....	83
Figura 82.	Disposición de las ruedas dentadas.....	83
Figura 83.	Movimiento de agarre cilíndrico (botella).....	89
Figura 84.	Movimiento de agarre de punta.....	89
Figura 85.	Movimiento de agarre lateral o de tarjeta.....	89
Figura 86.	Movimiento para la posición de tecleo.....	90
Figura 87.	Movimiento de agarre cilíndrico (marcador).....	90
Figura 88.	Movimiento de agarre tipo gancho.....	91
Figura 89.	Movimiento de pronación-supinación del sistema de muñeca.....	91

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.	Asignación de movimientos a la prótesis [32].	27
Tabla 2.	Parámetros utilizados en la impresión 3D de la prótesis en SLA	47
Tabla 3.	Parámetros utilizados en la impresión 3D de la prótesis en PLA	49
Tabla 4.	Volumen y tiempo de impresión en SLA.	49
Tabla 5.	Volumen y tiempo de impresión en PLA.	49
Tabla 6.	Elementos mecánicos de la prótesis de mano y el sistema de muñeca	50
Tabla 7.	Elementos mecánicos de la prótesis de mano y el sistema de muñeca	53
Tabla 8.	Características del Arduino Nano [57]	55
Tabla 9.	Características del Arduino ProMini [58]	55
Tabla 10.	Señales adquiridas para los distintos movimientos de la prótesis.	59
Tabla 11.	Especificaciones técnicas del actuador lineal Actuonix PQ12-P [61].	63
Tabla 12.	Distribución de pines del actuador lineal.	64
Tabla 13.	Distribución de pines del driver L293DD.	64
Tabla 14.	Características técnicas del micromotor pololu 1000:1 [63].	65
Tabla 15.	Distribución de pines del Arduino Nano.	65
Tabla 16.	Distribución de pines del Arduino Pro Mini.	66
Tabla 17.	Especificaciones técnicas del potenciómetro [63].	67
Tabla 18.	Conexión de la señal de los potenciómetros en los arduinos.	69
Tabla 19.	Consumo de corrientes.	75
Tabla 20.	Valores para el cálculo del ancho de pista.	76
Tabla 21.	Reglas de diseño de la placa.	78
Tabla 22.	Señales filtradas para los movimientos de la prótesis.	84
Tabla 23.	Movimientos ejecutados en la prótesis.	88
Tabla 24.	Costo de los materiales y de la manufactura de la prótesis de mano.	92

1. INTRODUCCIÓN

A lo largo de la historia, el ser humano ha buscado solucionar una serie de problemáticas causadas en el hombre o en las extremidades del mismo. Aristóteles pensaba que el hombre por ser más inteligente poseía las manos [1].

La mano constituye uno de los principales órganos de la extremidad superior del ser humano ya que es una herramienta importante que permite obtener una manipulación física delicada y precisa. Esta parte del cuerpo puede perderse o ser amputada debido a una serie de factores, entre ellas enfermedades congénitas, tumores, accidentes, etc., causando un daño tanto físico y mental en la mayoría de las personas [2].

El diseño y construcción de prótesis de mano biomecátricas se han venido desarrollando y mejorando con la ayuda de nuevas tecnologías, lo que ha permitido lograr grandes avances que garantizan una antropometría y estética lo más cercana posible a la de una mano humana y un control de movimientos adecuado para efectuar los distintos tipos de agarres [3].

En la actualidad el estudio de la electromiografía ha tomado mucha importancia dentro de las distintas áreas del ámbito investigativo como biomédica, medicina, robótica, rehabilitación, etc.; partiendo desde allí, las señales electromiográficas (EMG) son fuente de información muy oportuna para el control de las prótesis de mano debido a que proporcionan información adecuada sobre el funcionamiento de los músculos y nervios, midiendo las señales eléctricas generadas por los músculos durante su movimiento [4].

Teniendo en cuenta lo descrito anteriormente, y con el propósito de desarrollar un controlador que permita la correcta adquisición de las señales electromiográficas, así como su empleo para el control de los actuadores de la prótesis de mano, se realiza este proyecto investigativo-social de diseño y construcción de un sistema de control, capaz de procesar las señales electromiográficas tomadas a partir del brazalete MYO para que el paciente realice todos los movimientos determinados para la prótesis, ayudando así al desarrollo de las actividades cotidianas a las que estaba limitado.

2. PROBLEMA

La mano, es considerada como una herramienta mecánica y sensitiva [6] que cumple con la manipulación física gracias a sus funciones de presión y tacto. La pérdida de uno o de ambos miembros superiores, es un evento que cambia considerablemente la vida de una persona. Partiendo de lo mencionado, lo que se busca con este proyecto es ayudar a las personas con amputación a desarrollar sus actividades, mismas que serían imposibles sin el aporte de un dispositivo de asistencia como es la prótesis de mano. La construcción y el control de las prótesis, son dos objetivos claros que permiten mejorar la calidad de vida de los pacientes amputados, sin embargo, los dispositivos que existen en el mercado presentan inconvenientes por sus costos elevados, lo que hacen que sean inalcanzables para los sistemas de salud de la mayoría de los países.

2.1. Antecedentes

La Organización Mundial de la Salud (OMS), estima que alrededor del 15% de la población mundial viven con algún tipo de discapacidad, en este contexto la discapacidad motriz a nivel mundial representa el 52%, indicando un alto número de personas con problemas en los músculos esqueléticos. Es así que, en los Estados Unidos, 1 de cada 200 personas de ese país ha experimentado una amputación y se estima que cada año se presentan 40.000 nuevos pacientes amputados; de los nuevos casos de amputación, el 27% son por accidentes, el 67% por enfermedades y el 6% restante son por malformaciones congénitas [5]. En el Ecuador, según el Consejo Nacional para la Igualdad de discapacidades (CONADIS) existen registradas 481.392 personas con discapacidad de las cuales el 46.34% sufre de una discapacidad tipo física [6].

En la Universidad Politécnica Salesiana sede Cuenca, se han desarrollado proyectos fundamentados en prótesis con propulsión muscular (mecánicas) y propulsión asistida (mioeléctrica, eléctrica y neumática), en las cuales se han obtenido movimientos básicos, pero requieren modificaciones para garantizar su eficiencia tanto en las posiciones de agarre, estética y ergonomía.

Para las prótesis MAKI 1.0 [7] y MAKI 2.0 [8] se toma la señal con un sensor óptico analógico y esta se procesa con una tarjeta electrónica, para en el primer caso obtener cuatro tipos de movimientos y en el segundo once movimientos, los mismos que tienen tiempos específicos y las trayectorias cumplen con los agarrares y posiciones determinadas. En el proyecto de investigación, diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecatrónica de mano (tercera fase) con integración de tres tipos de

sensores, se plantea elaborar la prótesis MAKI 3.0 con implementación de mejoras de acuerdo a los proyectos anteriores y comparar la eficiencia de los sensores, en este caso el brazalete MYO, que es el aporte que generará este proyecto, otro el sensor óptico y por último los electrodos electromiográficos.

En la prótesis MAKI 3.0 [9], se realizaron los análisis cinemáticos y cinéticos requeridos y se construyó el prototipo mecánico utilizando el proceso de impresión 3D por estereolitografía, quedando pendientes la construcción del prototipo final con algunas recomendaciones y el desarrollo de los sistemas de control para el caso del brazalete MYO y de los electrodos electromiográficos, considerando la implementación de movimiento adicional en la muñeca.

2.2. Importancia y Alcances

Actualmente existen en el mercado varias prótesis de mano destinadas para personas que han sufrido algún tipo de amputación, sin embargo, tienen inconvenientes debido a que estas, mientras más requerimientos específicos del individuo cumpla o el movimiento se asemeje más al de una persona sin amputación, el costo de la prótesis es más elevado y a pesar de ello, el sistema de control no se adapta 100% a las necesidades del usuario.

En el Ecuador, según el Laboratorio de Ortopedia Técnica de Pichincha (LOTP), desde el año 2012-2015 se han beneficiado de distintos tipos de prótesis, 92 personas con amputación transradial, 46 de transhumeral, 6 con desarticulación de codo y 5 con desarticulación de hombro [10].

Se beneficiarán de este proyecto, personas con amputación a nivel de muñeca, y que de acuerdo con los datos del LOTP es una cantidad considerable de la población, a los cuales se les puede ayudar a proporcionar algunas funciones con la prótesis controlada mediante señales mioeléctricas tomadas de su mano restante, ya que jamás se podrá reemplazar un miembro faltante del cuerpo del ser humano que se perdió por diferentes situaciones [11]; la construcción y control son dos objetivos claros que permiten mejorar la calidad de vida de los pacientes amputados [12].

El proyecto representa un gran desafío, el mismo que se destinará al grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica de la Universidad, con el objetivo de realizar un análisis de los tres tipos de controladores planteados, con el fin de establecer la mejor solución a implementar en una prótesis; este proyecto beneficiará a personas con

amputación a nivel de muñeca, con el objetivo de ayudar a mejorar su calidad de vida y aumentar la capacidad de realizar ciertas actividades.

El desarrollo del prototipo de control mediante el brazalete MYO y las adecuaciones del sistema mecánico se logrará gracias a los conocimientos adquiridos durante la formación académica, con la finalidad de lograr la correcta integración del sistema de control en la prótesis y conseguir la correcta ejecución de los movimientos en la prótesis, mismos que deberán brindar una función eficiente al usuario en el desarrollo de sus actividades diarias.

2.3.Delimitación

El grupo objetivo al que está destinado el proyecto en primer lugar, son para aquellas personas que han sufrido la amputación de un miembro superior, a nivel de antebrazo; en este caso la prótesis que se desarrolla sirve para un usuario de la ciudad de Cuenca, provincia del Azuay que perdió su mano por la manipulación de juegos pirotécnicos.

En segundo lugar, el proyecto se desarrolla en el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB) de la Universidad Politécnica Salesiana mediante la utilización de tecnología de última generación disponible en el laboratorio de prototipado y será de gran aporte para los futuros investigadores en el área de las prótesis de mano.

3. OBJETIVOS

3.1. Objetivo General

- Desarrollar un sistema de control para la prótesis MAKI 3.0, utilizando para la toma de señales electromiográficas el brazalete MYO y considerando las condiciones mecánicas del prototipo de manera que permita garantizar los movimientos determinados para la prótesis.

3.2. Objetivos Específico

- Analizar el prototipo mecánico de la prótesis MAKI 3.0 realizado en la primera fase, para establecer las condiciones físicas, cinemáticas y ergonómicas, y realizar una revisión bibliográfica de sensores y controladores que aporten a la toma de decisiones para el desarrollo del sistema de control.
- Diseñar un prototipo de sistema de control, considerando componentes mecánicos y electrónicos y tomando en consideración las modificaciones necesarias a realizar del prototipo mecánico ya desarrollado, con la finalidad de obtener una integración eficiente del sistema de control en la prótesis.
- Construir un prototipo de sistema de control, considerando las señales electromiográficas a tomarse del brazalete MYO, e identificando, tiempo, trayectoria y consumo energético para lograr que el sistema cumpla con las funciones establecidas.
- Integrar el sistema de control en la prótesis y realizar pruebas de funcionamiento para determinar tiempos de respuesta, trayectorias y consumo energético.

4. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Para el desarrollo del presente proyecto es necesario en primer lugar realizar una revisión bibliográfica de los distintos tipos de controladores utilizados para prótesis de mano a nivel mundial con énfasis en los dispositivos utilizados para la toma de señales, posteriormente analizar las condiciones del prototipo de prótesis MAKI 3.0 en cuanto a movimientos y actuadores que servirán para establecer las condiciones del controlador.

4.1. Sistemas de control para prótesis de mano

En este apartado se van a considerar el estudio de los diferentes sistemas de control utilizados en prótesis, bajo un análisis de la función y estructura de la mano.

4.1.1. CyberHand

La prótesis biónica de CyberHand (Figura 1) es una tecnología moderna y costosa, cuenta con dedos totalmente articulados, contiene en su estructura movimientos independientes de muñeca y pulgar, impulsados por seis micromotores [13].

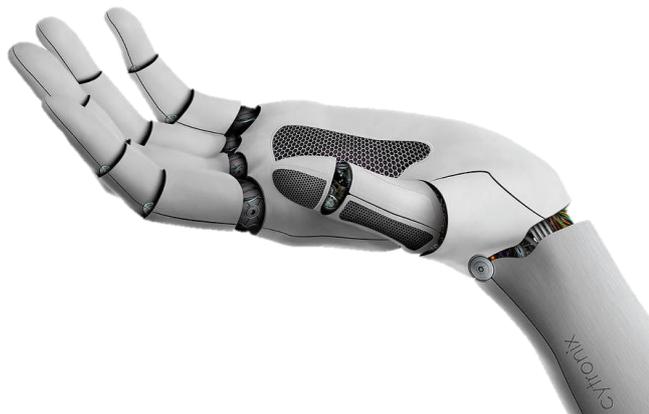


Figura 1. Prótesis de mano CyberHand [14].

Los micromotores de la prótesis, se conectan a las terminaciones nerviosas de la persona amputada, mediante electrodos, que recogen información del cerebro y permiten que el paciente pueda sentir la presión que ejerce sobre un objeto y la temperatura a la cual está sometida la prótesis [15] [16].

4.1.2. Mano biónica Michelangelo

Es una prótesis diseñada por la empresa Otto Bock, se encuentra construida con materiales de alta resistencia como el acero y duraluminio y cubierta de elastómero de silicona [17]. Tiene 6 grados de libertad y una alta variedad de movimientos, mismos que permiten a la prótesis ser totalmente flexible y resistente al agua [18]. La prótesis se observa en la Figura 2.



Figura 2. Prótesis Michelangelo [19].

Esta prótesis tiene un control mioeléctrico, accionado por servomotores que son controlados mediante señales electromiográficas de superficie (EMGs), las cuales son intramusculares [20]. Se caracteriza por realizar una gran variedad de movimientos, gracias al control y mecanismos de fuerzas y velocidades de agarre, ya que los elementos activos de la mano son el dedo pulgar, índice y medio, mientras que el dedo meñique y anular actúan como elementos pasivos que siguen el movimiento de los otros dedos [17].

4.1.3. SensorHand Speed y VariPlus Speed

Son prótesis mioeléctricas de la compañía Otto Block (Figura 3) que permiten al usuario sujetar y agarrar objetos, y ser activo. Su característica principal es que se puede ajustar la fuerza y la velocidad de agarre, permitiendo que se puedan abrir para reaccionar rápidamente y en tiempo real [21].



Figura 3. Prótesis eléctricas [22].

Las prótesis se basan en el uso de motores eléctricos, que pueden ser controlados por medio de servomotores, pulsantes o interruptores [23] [24]. Disponen de hasta seis programas de control que permiten adaptar la prótesis a las necesidades del usuario, dependiendo de si el usuario puede controlar una o dos señales musculares [22].

4.1.4. Flexy Hand 2

Flexy Hand 2, es una prótesis de mano mecánica de cinco grados de libertad, diseñada por Steve Wood, para personas que no poseen dedos. Es un dispositivo protésico impreso en filamento 3D y mediante bisagras flexibles se logra el movimiento de todos los dedos que conforman la prótesis (Figura 4) [25].

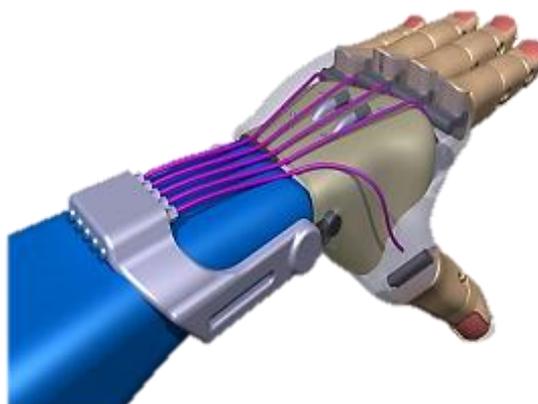


Figura 4. Prótesis de mano Flex Hand 2 [26].

En la Escuela Superior Politécnica del Litoral, como diseño de un sistema de control de movimientos de agarre para una prótesis de mano, se utiliza los planos de esta prótesis, disponibles en Thingiverse [26] y se construye la prótesis, misma que está conformada por la palma, agarradera de muñeca y falanges (distales, medias y proximal) impresas con material plástico rígido y las articulaciones en un plástico flexible que permite la movilidad de los dedos.

La metodología que se utiliza para el control de los movimientos de agarre, es mediante el uso del brazalete Myo, y la programación en un microcontrolador que obtiene las señales y comanda los servomotores, para así lograr los movimientos determinados de agarre cilíndrico, sujetar jarro, sujetar mouse, sujetar con dedos índice y medio [27]. El controlador integrado en la prótesis se observa en la Figura 5.

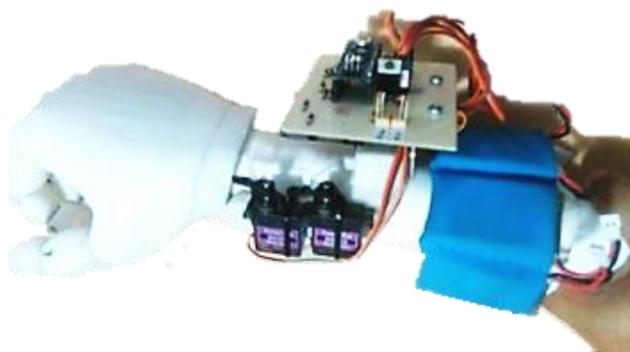


Figura 5. Prótesis controlada mediante el brazalete Myo [27].

4.1.5. MACOSEMU

En el año 2015, se desarrolla en la Universidad de la República en Uruguay el control de una prótesis con un grado de libertad (Figura 6) que corresponde a la apertura y cierre de la mano; la prótesis se encuentra conformada por la palma, los dedos de la mano y las uniones de las falanges, el diseño se basa en el proyecto Flexy Hand [26] y se construye con la ayuda de la impresora 3D MakerBot, utilizando los materiales ABS y PLA.

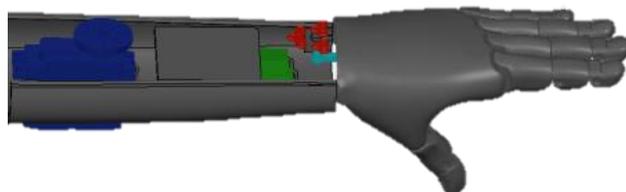


Figura 6. Prótesis de mano controlada con señales musculares [28].

Para el control, se adquiere y visualiza las señales electromiográficas mediante electrodos superficiales, implementando etapas de amplificación y filtrado. El procedimiento para determinar la relación entre fuerza e intensidad muscular, se logra mediante un algoritmo de control que acciona el motor, permitiendo el movimiento continuo de la mano [28].

4.1.6. Prótesis mioeléctrica para desarticulación de muñeca [29]

En el año 2017, en la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE se desarrolla el proyecto de “Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica para desarticulación de muñeca”. La prótesis se imprime en 3D utilizando la prototipadora Stratasys.

Los movimientos que cumple la prótesis son: movimientos de agarre cilíndrico, presión en pinza y apertura de los dedos, gracias a los actuadores lineales Firgelli PQ12-R ensamblados en la palma desde la vista dorsal (Figura 7).

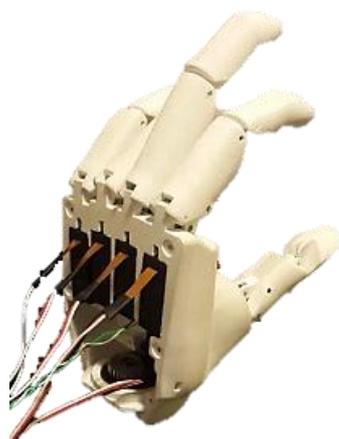


Figura 7. Prótesis de mioeléctrica para desarticulación de muñeca [29].

El control de la prótesis se basa en la implementación de una interfaz EMG, utilizando la banda mioeléctrica MYO que se comunica de manera inalámbrica a un módulo bluetooth ubicado dentro de la palma de la mano. El brazalete capta las señales del usuario y controla los movimientos de la prótesis con la programación de un microcontrolador Pololu A-Star 32u4 micro.

4.1.7. PRÓTESIS MAKI UPS V1.0 [30]

En el grupo de Ingeniería Biomédica de la Universidad Politécnica Salesiana, sede Cuenca, se desarrolla en el 2013 la primera versión de prótesis biomecánica de mano denominada MAKI 1.0. La prótesis se construye en Poliamida 6 (grilon), debido a su buena maquinabilidad y por sus propiedades de amortiguación y resistencia al impacto, haciendo uso de un centro de mecanizado CNC.

La prótesis está compuesta por dedos índice, anular, medio, meñique y pulgar (Figura 8), cuenta con cinco grados de libertad que se logra mediante la incorporación de un actuador lineal en cada uno de los dedos. El socket que sujeta al miembro amputado está construido por el proceso de termoformado con polipropileno, tomará la forma del antebrazo del usuario de la prótesis.



Figura 8. Prótesis Maki 1.0 [30].

El control de los movimientos de agarre cilíndrico, de pinza, lateral y reset predeterminados para la prótesis, se logra mediante el método de una señal de un tren de pulsos, con la incorporación de un sensor de proximidad dentro del socket, mismo que responde a las señales en código Morse que el paciente ejecuta con el muñón.

4.1.8. PRÓTESIS MAKI 2.0 [32]

En el año 2015, a partir de un estudio minucioso de la primera fase, se presenta un nuevo diseño de prótesis, con dimensiones y formas cercanas a la mano humana, misma que integra los componentes electrónicos y mecánicos. La mano fue construida mediante

impresión 3D por deposición de material (FDM), con el material ABS¹ [31], utilizando una impresora CubeX Trio (Figura 9).



Figura 9. Prótesis Maki 2.0

El socket que cumple el movimiento de giro horario y anti horario se construye mediante el proceso de termoformado, mejorando el aspecto visual obteniendo un diseño estético, liviano y que, al ser acoplado en el usuario, este no pierda la simetría con el brazo.

La prótesis MAKI 2.0 realiza los movimientos presentados en la Tabla 1, gracias a un sensor óptico incorporado en el sistema de socket que responde a las señales en código Morse.

Tabla 1. Asignación de movimientos a la prótesis [32].

Morse	Letra	Movimiento
_	T	Agarre cilíndrico (diámetro pequeño)
.._	U	Agarre cilíndrico (diámetro grande)
_...	B	Demo
.	E	Abrir/cerrar dedos
---	O	Giro anti-horario
._.	R	Giro horario
--	M	Posición de tecleo
_..	D	Agarre de punta o de precisión
._	A	Agarre lateral
-.	N	Reset
...	S	Posición dos dedos

¹ ABS: Termoplástico derivado del petróleo, es un material que tiene buena resistencia, flexibilidad y durabilidad, el nombre ABS viene de sus siglas en inglés (Acrylonitrile Butadiene Styrene)

4.2. PRÓTESIS MAKI 3.0

La prótesis de mano MAKI 3.0 es un mecanismo conformado por los dedos meñique, anular, medio e índice bifalángicos, cada dedo consta de una falange distal y medial unida en una sola pieza y la falange proximal que se conecta al dorso de la prótesis mediante un acople; para el movimiento de flexión y extensión de los dedos se conecta un eslabón desde la tercera y segunda falange a un actuador lineal (Figura 10) [33].



Figura 10. Prótesis Maki 3.0

La prótesis MAKI 3.0 está diseñada dentro del rango comercial de las prótesis de mano que tienen un rango de longitud de 180-198 mm y de ancho 75-90 mm [33]. En la Figura 11 se observa las dimensiones de la prótesis.

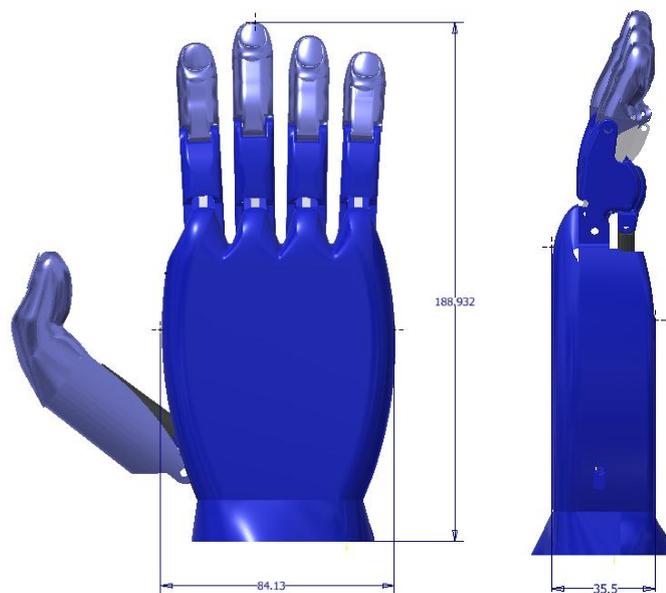


Figura 11. Dimensiones de la prótesis MAKI 3.0 (vista frontal y lateral) [33].

La prótesis tiene en total 5 grados de libertad, 1 GDL por cada dedo que se logra mediante un actuador lineal Actuonix PQ12 incorporando en la palma de la mano.

4.2.1. Análisis cinemático [33].

El análisis cinemático, se realiza simplificando el sistema, para lo cual se toma una de las tierras en la unión de la falange proximal con el dorso, con respecto a ese punto y se obtiene como resultado un sistema de 1 GDL.

Con los ángulos desde la extensión (posición origen) hasta la flexión total del dedo (posición final), se realiza un barrido que dibuja una curva de trayectoria. El análisis de la trayectoria se realiza tomando como referencia la huella del dedo índice (Figura 12), porque es la parte de la prótesis que interviene en contacto con todos los tipos de movimientos de la prótesis [33].

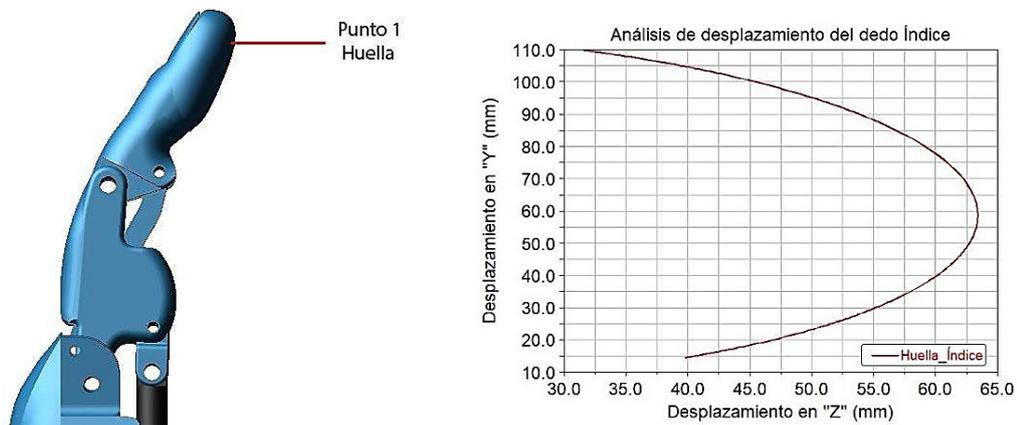


Figura 12. Curva de la trayectoria del dedo índice [33].

Partiendo de la trayectoria y de las necesidades del usuario, se presentan para la tercera versión de la prótesis los 7 movimientos que se muestran en la Figura 13, en los que se encuentra, extensión y flexión de los dedos, agarre lateral, agarre cilíndrico de diámetro grande, agarre cilíndrico de diámetro pequeño, agarre de precisión, agarre de tipo gancho y posición de tecleo [33].

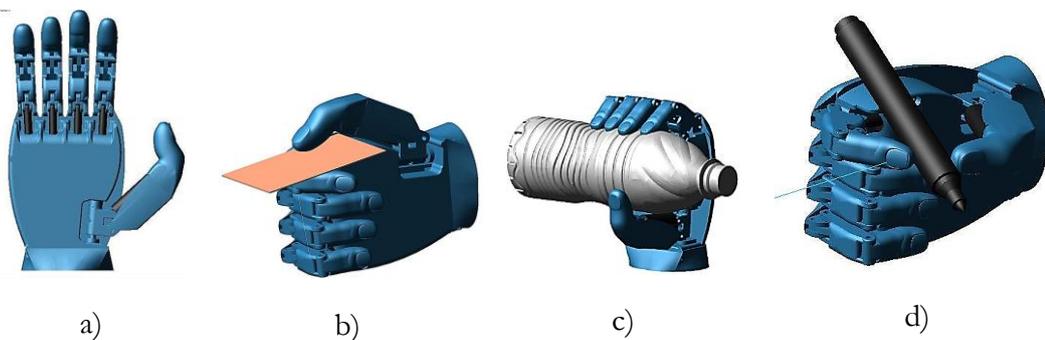




Figura 13. a) Flexión y extensión, b) Agarre lateral, c) Agarre cilíndrico (botella), d) Agarre cilíndrico (marcador), e) Agarre de precisión, f) Agarre tipo gancho, g) Posición de teclado [33].

4.2.2. Construcción

El material que se utiliza en la construcción de la prótesis es la resina foto polimérica Tough V5, cuyas propiedades se muestran en el Anexo I. Las partes que componen la prótesis se indican en la Figura 14.

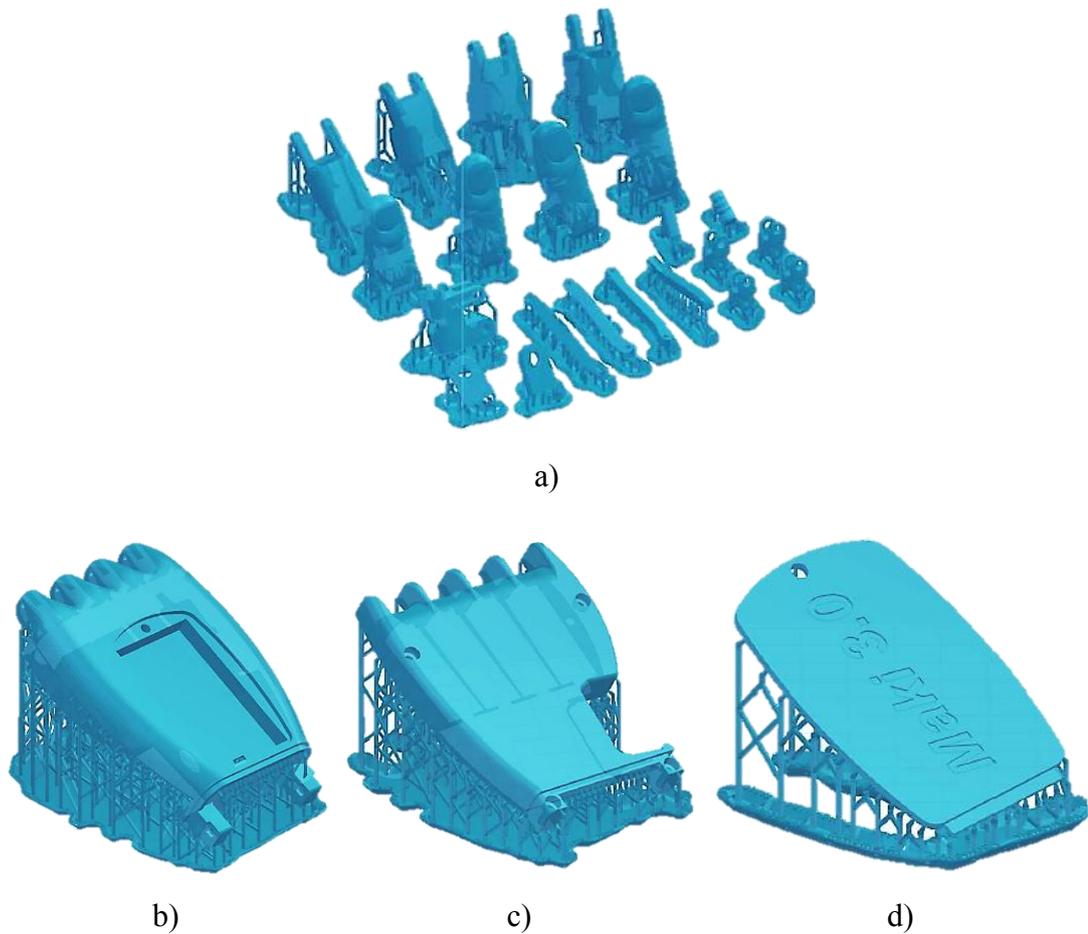


Figura 14. Partes que conforman la prótesis de mano, a) Dedos, falanges, acoples, guías b) Dorso, c) Palma, d) Tapa de la batería [33].

4.3. Sistemas de electromiografía para la toma de señales

4.3.1. Electromiografía

La electromiografía o EMG es una técnica médica que consiste en la adquisición, registro y análisis de señales eléctricas producidas por los músculos durante una contracción. Este tipo de técnica proporciona información valiosa con respecto a la fisiología y los patrones de activación muscular [36]. Las señales EMG tanto en el dominio del tiempo como en la frecuencia dependen de entre los siguientes factores: la posición, el tipo y material de los electrodos utilizados (Figura 15) [37].

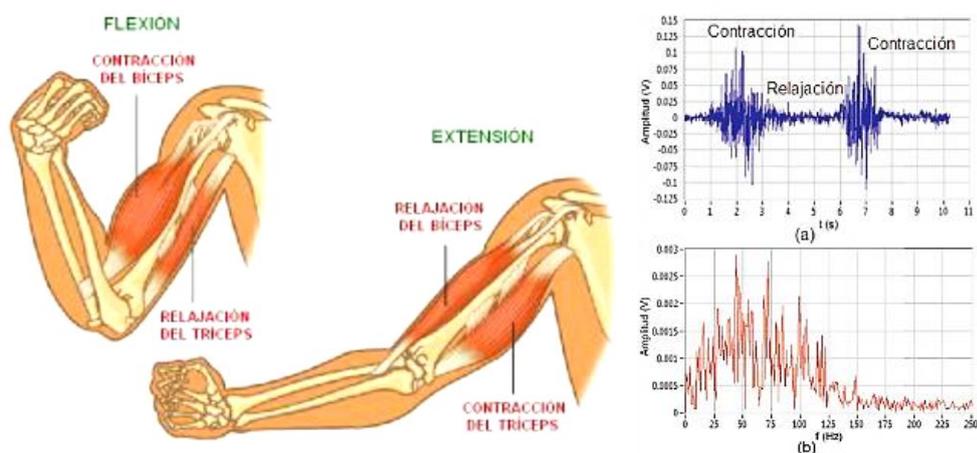


Figura 15. Señal EMG del brazo a) amplitud vs tiempo, b) amplitud vs frecuencia [38].

Las señales EMG han sido ampliamente utilizadas para el control de prótesis electrónicas y dispositivos de rehabilitación. Haciendo una revisión histórica de las prótesis controladas por señales miográficas partimos de 1968 en Canadá donde ya se pensaba en el desarrollo de prótesis que utilicen electromiografía para el control de sus movimientos [28].

Enfocándose en los sistemas de control por señales electromiográficas, desde 1960 hasta la fecha se han definido principalmente tres tipos de control por señales electromiográficas que son [28]:

1. Control encendido/apagado, en este tipo de control no se varía la velocidad, se controla cuando se encienden y apagan para producir ciertos movimientos en la estructura de la prótesis.
2. Control proporcional y máquinas de estados, es decir mediante la variación de la contracción angular de la muñeca.
3. Control y procesamiento de señales a través de un microprocesador que ayude a un mejor procesamiento y control [28].

Las señales EMG no pueden ser procesadas directamente debido a que son demasiado pequeñas, por ello es necesario realizar un pre procesamiento con la finalidad de acondicionar la señal. Dentro de una señal EMG se distinguen cuatro características principales que son: amplitud, fase, duración y tiempo de subida [39].

4.3.2. Sistemas para el registro de señales EMG

4.3.2.1. Brazaletes MYO

El brazalete MYO es un dispositivo desarrollado por la empresa Thalmic Labs que se utiliza para la medición de señales electromiográficas de los músculos del antebrazo y con ello poder controlar diferentes dispositivos (gadgets) [40].

El brazalete MYO se encuentra constituido por 8 electrodos EMG, una unidad de medición inercial o IMU (Inertial Measurement Unit) de 9 ejes, un procesador Cortex M4 de bajo consumo y un Módulo Bluetooth Low Energy Tranceiver/processor, en la Figura 16 podemos observar todos sus componentes externos [41].

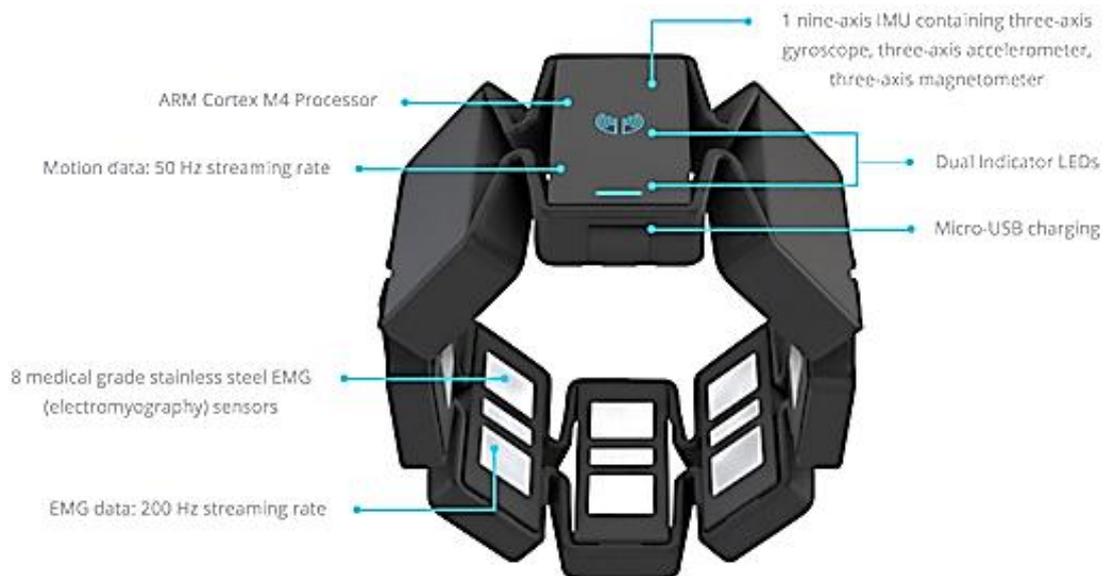


Figura 16. Componentes externos del brazalete MYO [42].

Los 8 segmentos del brazalete están unidos mediante un material elástico, permitiendo expandirse y contraerse de acuerdo a la estructura física del usuario. Los sensores de acero inoxidable registran la actividad muscular que son generadas por los músculos durante la contracción (Figura 17), los sensores EMG responden y son capaces de reconocer cada gesto de acuerdo a una previa calibración del brazalete [43].

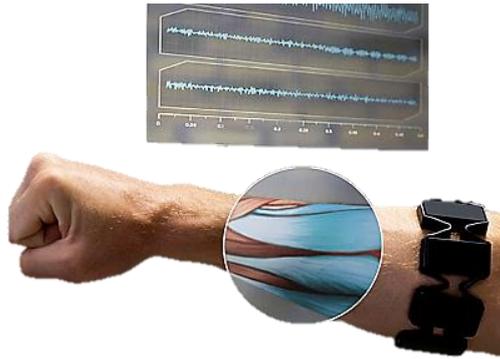


Figura 17. Impulsos eléctricos tomados de los músculos [44].

El Myo se comunica con una PC o Laptop mediante Bluetooth, utilizando un adaptador Bluetooth Smart. El brazalete tiene incorporado en su interior una batería recargable de ion de litio, y que puede recargado mediante un cable Micro-USB (Figura 18) [45].



Figura 18. Comunicación entre el Myo y la PC [45].

La mayor desventaja de utilizar este sistema, es que se pierden datos en la etapa de filtrado si no se considera correctamente las señales a filtrar y su implementación es costosa y requiere de tiempo adicional para pruebas [46]. En la Figura 19 se muestran los músculos con mayor actividad en el antebrazo y que pueden ser detectados por los sensores EMG [47].

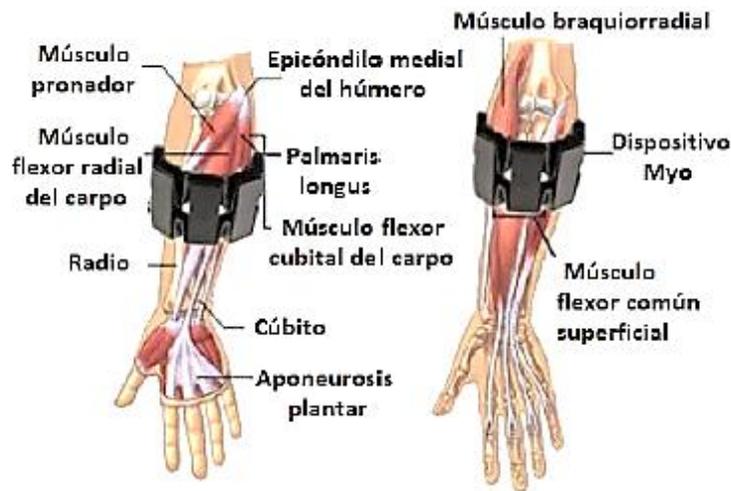


Figura 19. Músculos de mayor actividad de señales EMG [47].

4.3.2.2. Electrodo

Los electrodos, son dispositivos con una placa metálica o una aguja pequeña que llevan señales eléctricas de los músculos, el cerebro, el corazón, la piel u otras partes del cuerpo, en muchos casos para ayudar a diagnosticar afecciones [48]. Existen dos métodos para detectar las señales EMG, la invasiva y no invasiva que utilizan electrodos.

4.3.2.3. Método Invasivo

Este método consiste en la inserción de una aguja directo en el músculo (Figura 20), evitando la atenuación que ofrece el tejido graso, las amplitudes de estas señales son mayores a las del método no invasivo [49]. La ventaja de utilizar este método es que permite evaluar músculos profundos y pequeños [50].

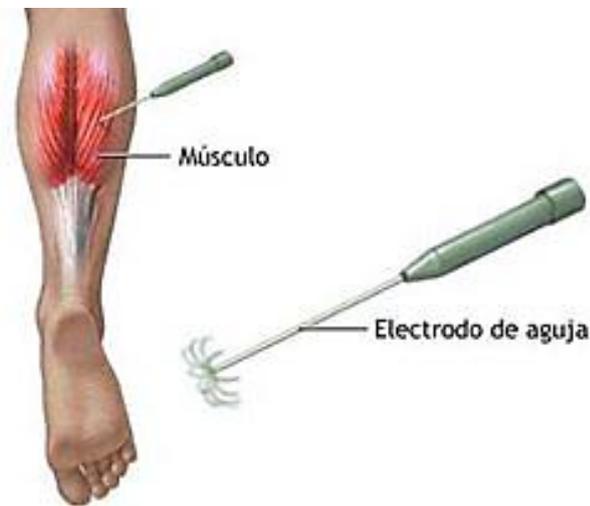


Figura 20. Método invasivo [49].

La desventaja principal es que la inserción de la aguja provoca molestias en el músculo durante la contracción, lo cual puede afectar el gesto motor que se quiere evaluar. Otro inconveniente de este método es la poca repetibilidad de la evaluación, debido a que la probabilidad de volver a ubicar el electrodo en la misma zona muscular es baja [50].

4.3.2.4. Método no invasivo

Este método también conocido como la electromiografía superficial, se basa en la utilización de electrodos sobre la piel, los cuales se colocan sobre el músculo del que se desea conocer su acción mioeléctrica (Figura 21).

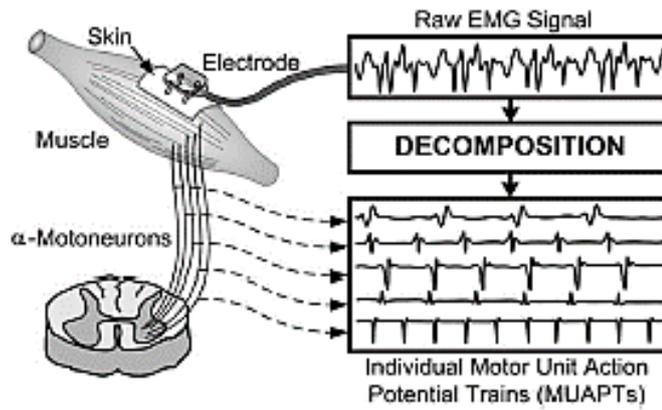


Figura 21. Método no invasivo [51].

Una señal sin filtrar y sin ser procesada es llamada señal EMG cruda. En la Figura 22 se observa una señal EMG en los distintos estados que se puede presentar, de izquierda a derecha se observa las señales originadas de la contracción muscular que genera su respectiva señal de activación, seguido de un periodo de descanso y finalmente, una señal EMG con ruido [52].

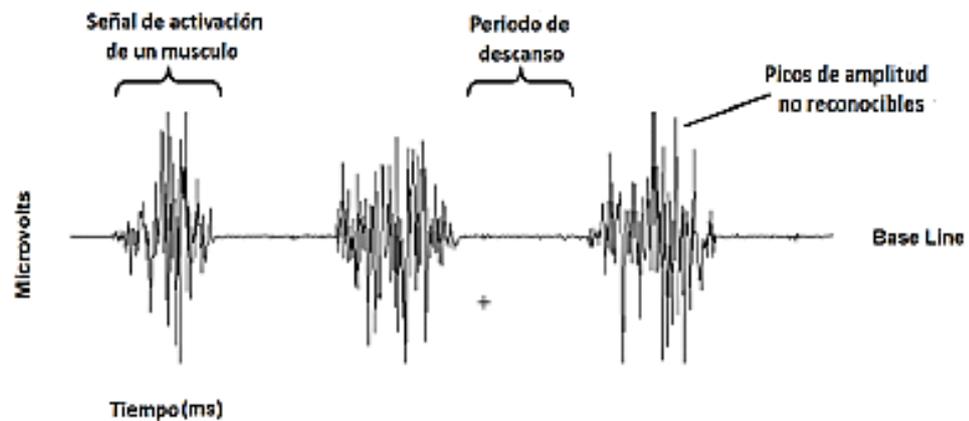


Figura 22. Señales EMG del bíceps [53].

Una de las principales ventajas de la EMG de superficie es su utilidad para evaluar gestos motores, ya que a diferencia de la EMG invasiva, no provoca molestias musculares y la ubicación de los electrodos es fácilmente reproducible [50].

5. MARCO METODOLÓGICO

En primer lugar, se realiza un análisis minucioso a la prótesis de mano y al sistema de muñeca, proyectos de titulación que fueron desarrollados en etapas anteriores en el GIIB, con la finalidad de determinar si los sistemas mecánicos permiten una eficiente integración del sistema de control y si se requieren modificaciones para garantizar su funcionalidad, posteriormente se diseña el controlador, se integra en el prototipo y se realizan las pruebas de funcionamiento

5.1. Análisis de la prótesis MAKI 3.0

La prótesis biomecánica de mano MAKI 3.0 es una tecnología de asistencia, destinada a una persona con una discapacidad a nivel de miembro superior; está desarrollada a partir de la versión MAKI 2.0, que se construyó en el año 2015 dentro del grupo de Investigación en Ingeniería biomédica GIIB, esta nueva versión mejora la estética con la ayuda del software 3DsMax y se exporta a un archivo de formato *.obj* para su ensamble en Inventor.[33].

Esta aseveración tiene base en que la prótesis MAKI 2.0 se diseña basándose en las dimensiones de la mano del paciente, a diferencia de la versión 3.0 cuyo diseño está basado en el escaneado 3D de la mano de la persona amputada, en algunos casos modificando ciertas zonas, pero conservando la forma de la mayoría de las partes de la mano como los dedos. Es por ello que se mejora la estética obteniendo como resultado una prótesis similar a la mano humana.

Los dedos meñique, anular, medio e índice bifalángicos adaptados a un eslabón y acoplados al dorso de la mano (Figura 23a) ejecutan los movimientos de flexión-extensión, el dedo pulgar monofalángico unido a un acople giratorio (Figura 23b), permite un libre movimiento del dedo a 90 grados de forma manual, en un futuro se piensa incorporar un sistema que permita el giro automático del dedo, mismo que dependerá del tipo de agarre a ejecutar.

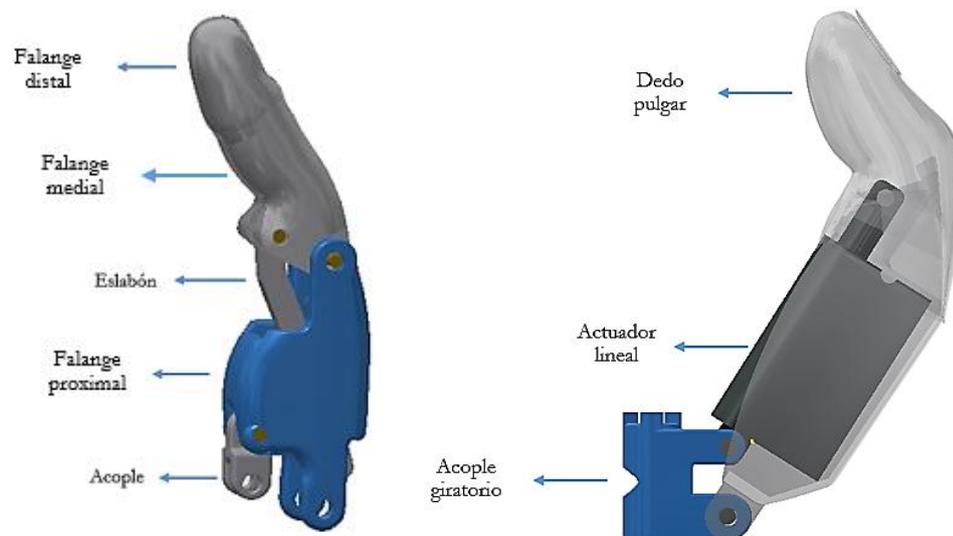


Figura 23. a) Elementos de unión de los dedos meñique, anular, medio e índice. b) Sistema del dedo pulgar.

El sistema de movimientos de los dedos consiste en la integración de un actuador lineal dentro del dorso inferior de la prótesis (Figura 24) que permite la flexión-extensión de cada uno de los dedos de manera adecuada de acuerdo al análisis de la trayectoria realizada en la etapa anterior, en donde se toma como referencia la huella del dedo índice, mismo que está en contacto con los diferentes tipos de agarres [33], por lo que no se toma ninguna observación para posibles mejoras.

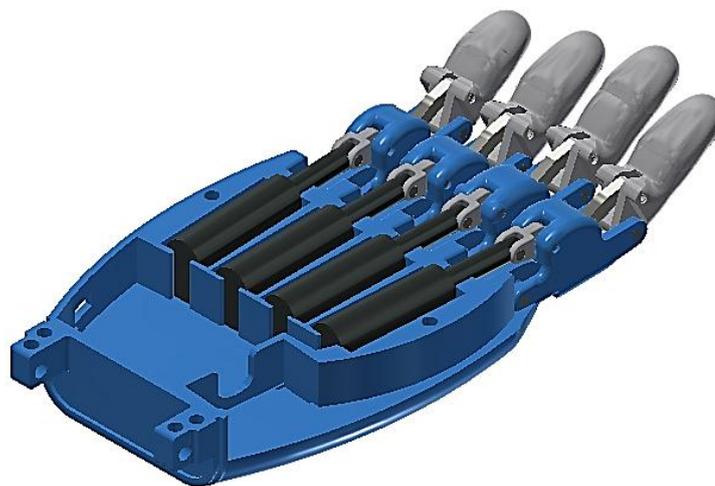


Figura 24. Ensamblaje de los actuadores en la prótesis de mano para el movimiento de los dedos.

5.2. Análisis del mecanismo de muñeca

En el año 2018 en la carrera de Ingeniería Mecánica de la Universidad Politécnica Salesiana, se desarrolla un mecanismo de muñeca con dos grados de libertad, destinada para la prótesis biomecánica antes descrita. El sistema de muñeca consta de dos grados de libertad, entre los que se encuentran: movimiento de flexión-extensión (permite mover

la mano con todos sus componentes) y movimiento de pronación-supinación (giro de la mano en sentido horario-antihorario).

El diseño de este sistema, parte de la obtención del modelo 3D de la antropometría del muñón y del antebrazo sano del paciente a través del escáner Artec EVA, mediante el escaneo se obtiene el modelo 3D de la superficie del muñón y del brazo sano del usuario [33].

5.2.1. Componentes

El sistema de muñeca desarrollado consta de tres partes importantes que son: el cuerpo de la muñeca, el sistema de acople rápido y el socket.

- **Cuerpo de la muñeca**

El modelado del cuerpo, parte de las dimensiones del mecanismo de muñeca y del micromotor (Figura 25a). En él se integra la parte electro-mecánica que cumple con los movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación, sin embargo, el sistema no proporciona el torque suficiente para el movimiento de la estructura de la mano con todos sus componentes mecánicos y de control; además, no permite una fácil integración de los componentes por el espacio reducido, es por eso que se plantea un nuevo modelo (Figura 25b), en el que se ensambla los motores desde la parte inferior, sobre un acople desarrollado a la medida del elemento principal.

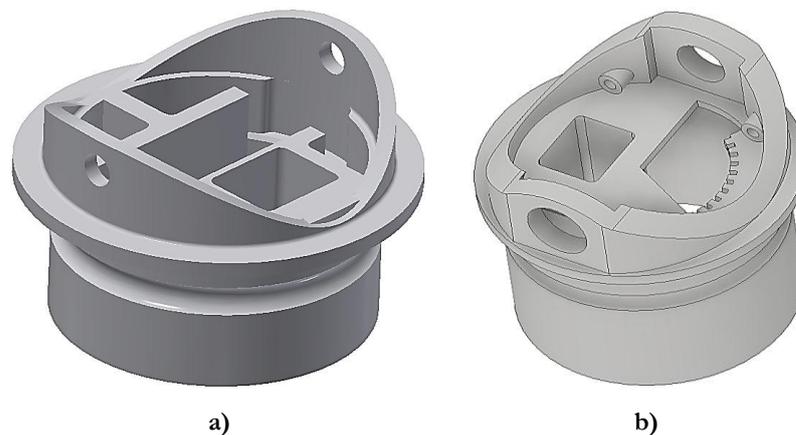


Figura 25. Cuerpo de la muñeca: a) Modelo anterior, b) Nuevo modelo.

- **Acople rápido**

El sistema de acople rápido, facilita ensamblar el mecanismo de muñeca con el socket. El acople se realiza mediante un enclavamiento en una pestaña (Figura 26a) que posee el cuerpo de la muñeca, sin embargo, esta forma de ajuste no garantiza un ajuste seguro, ya que por la fricción que sufre al montar y desmontar este elemento, se produce una holgura

entre las dos partes. Para que el sistema no pierda el ajuste entre sus componentes, se modela un nuevo acople con un enclavamiento en “L” (Figura 26b), en donde el sistema se inserta sobre dos pestañas del socket y mediante un giro se ajustan las dos partes.

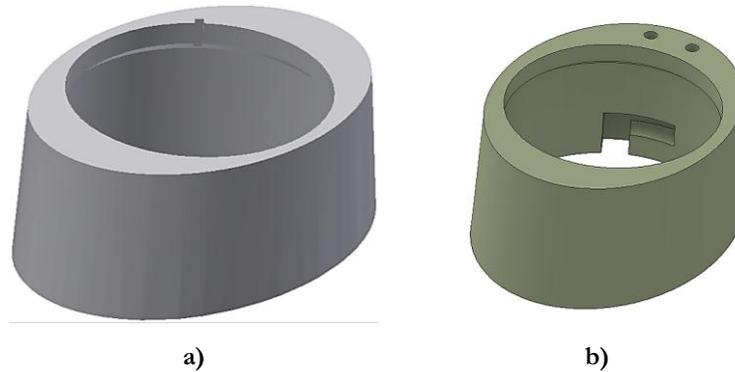


Figura 26. Acople rápido. a) Modelo anterior, b) Nuevo modelo.

- **Socket**

El socket sirve de conexión entre el miembro amputado y el resto de la prótesis. Este sistema debe estar de acuerdo a las características ergonómicas y físicas del usuario para que desempeñe un correcto funcionamiento. El interior del socket debe acoplarse al muñón y permitir una sujeción fija.

Con la modificación realizada al anillo de acople rápido, en el socket se diseña dos pestañas para el enclavamiento y ajuste del anillo de acople con el cuerpo de la muñeca (Figura 27b); se reduce longitud del socket, de manera que en el antebrazo del usuario exista espacio disponible para la ubicación del brazalete Myo.



Figura 27. Socket. a) Modelo anterior, b) Modelo recortado.

- **Soporte potenciómetro retroalimentación**

Los micromotores incorporados en la prótesis de mano no realizan la retroalimentación de la posición, debido a que estos no poseen un sensor de posición a diferencia de los actuadores lineales; esta parte es indispensable ya que con ella se logra que el microcontrolador a implementar, determine la posición en la que se encuentra la muñeca.

Para incorporar el potenciómetro de retroalimentación, se modela una pieza que se une mediante tornillos al sistema de la muñeca (Figura 28).

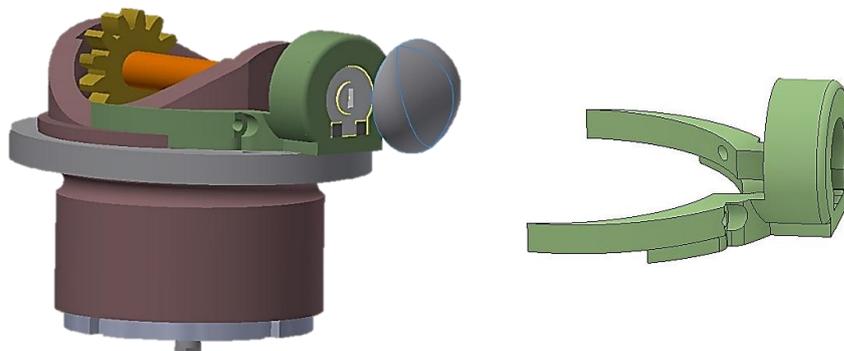


Figura 28. Porta-potenciómetro.

5.2.2. Análisis de Movimientos

- **Movimiento de flexión-extensión**

Este movimiento permite a la mano colocarse en diferentes posiciones angulares, utilizando para ello un micromotor colocado de manera horizontal en el cuerpo de la muñeca con un piñón de 12 dientes (Figura 29) que transmite el movimiento a la mano.

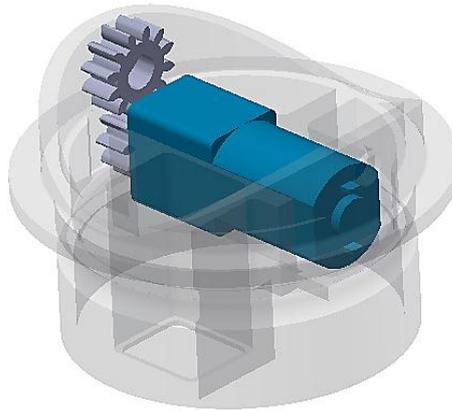


Figura 29. Mecanismo de movimiento de flexión-extensión.

El mecanismo mostrado en la Figura 29 presenta inconvenientes para mover la prótesis con el peso de los actuadores y la batería debido al torque pequeño del motor, para mejorar esta situación se plantea un nuevo mecanismo con dos micromotores que se monta sobre una pieza de soporte (Figura 30) y esta a su vez se ensambla en el cuerpo de la muñeca desde su parte posterior (Figura 31).

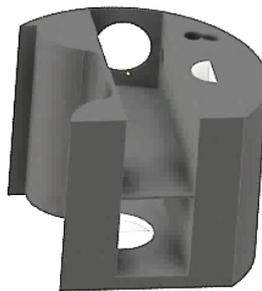


Figura 30. Soporte micromotores.

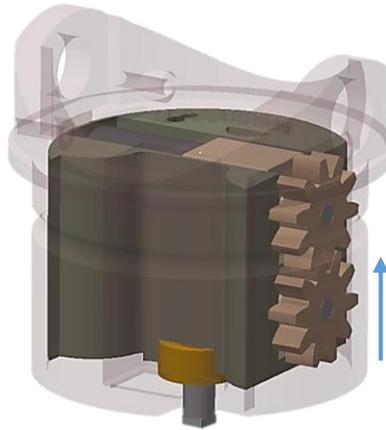


Figura 31. Ensamble del sistema de movimiento de flexión-extensión de la muñeca.

La integración anterior de la prótesis de mano con el sistema de muñeca, se realiza mediante un mecanismo que consiste en un eje de acero de transmisión con una cara plana, en donde se coloca un piñón (Figura 32a), este sistema no es fiable, ya que al trabajar el piñones sufre un desgaste con el tiempo en la cara plana y produce un juego excesivo alterando su funcionamiento; para evitar esto, se plantea un mecanismo que consiste en un mecanizado de forma cuadrada a los extremos del eje que soportarán el giro de la muñeca y un buje de bronce que evita el desgaste (Figura 32b).

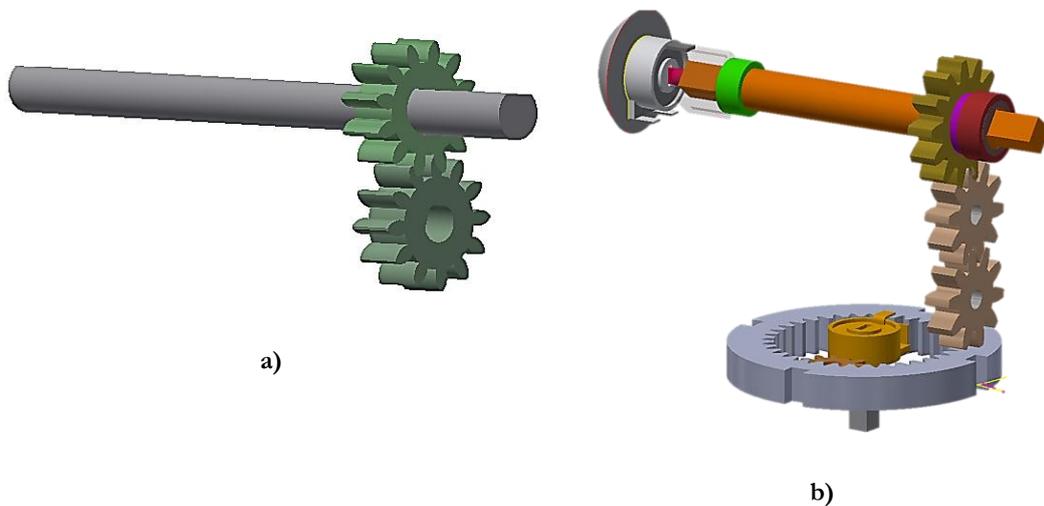


Figura 32. Eje de unión mano-muñeca a) Sistema anterior b) Nuevo sistema.

- **Movimiento de pronación-supinación**

El movimiento de pronación-supinación se logra mediante un sistema de piñones interno acoplado en el socket y un motor vertical colocado en el cuerpo de la muñeca (Figura 33), con un piñón de 12 dientes que permite a la prótesis de mano girar 360° en sentido horario y anti-horario.

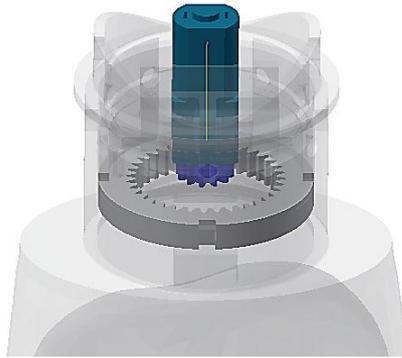


Figura 33. Sistema de socket con el mecanismo de giro.

Este sistema no requiere de modificaciones, debido a que se cumple correctamente con los movimientos, sin embargo, el material de construcción se cambia del proceso impresión 3D por deposición y de la resina Tough V5, por elementos mecanizados en bronce, esto debido a que los construidos en resina presentan un desgaste con el tiempo; además, el socket incluye 12 elementos rodantes (Figura 34), estos ayudan a la prótesis a girar sobre el sistema de socket y acoplarse en el cuerpo de la muñeca.



Figura 34. Elementos rodantes que permiten el giro de la muñeca.

Finalmente, en la Figura 35 se indica un ensamble con el nuevo mecanismo de transmisión de movimientos de la muñeca y de la prótesis de mano.



Figura 35. Ensamble del sistema del movimiento de flexión-extensión.

En la Figura 36 se muestra un despiece del ensamble final de la prótesis de mano y sistema de muñeca a construir.

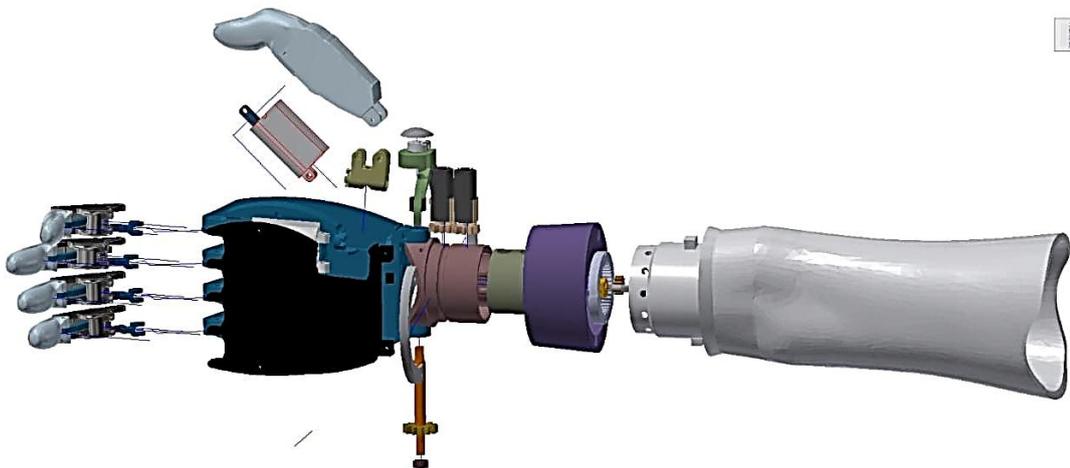


Figura 36. Despiece de los elementos del conjunto mano-muñeca.

5.3. Construcción de la prótesis de mano y el sistema de muñeca

5.3.1. Construcción de componentes en material polimérico

Para la construcción de las partes de la prótesis de mano y el mecanismo de muñeca con las modificaciones realizadas, se utiliza la técnica de prototipado rápido mediante impresión 3D por estereolitografía (SLA) e impresión 3D por deposición de material.

Se utiliza las impresoras, Form 2 (Figura 37a) y RAISE3D Pro2 Plus (Figura 37b), disponibles en el laboratorio de prototipado rápido de la Universidad Politécnica Salesiana. Las especificaciones de las máquinas se muestran en el Anexo II y III respectivamente.

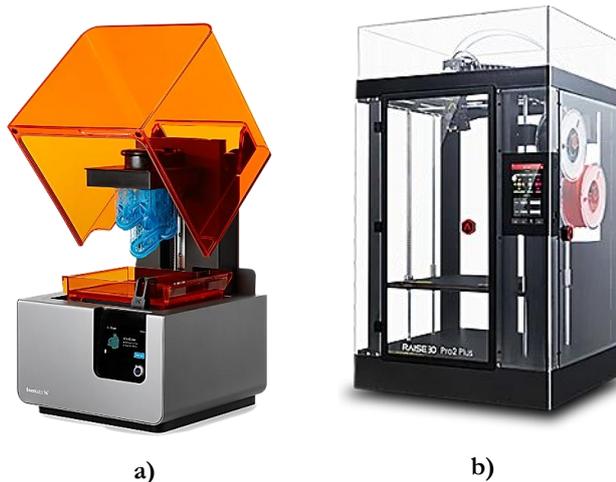


Figura 37. a) Impresora 3D Form 2 [54], b) Impresora RAISE3D Pro2 Plus [55].

Todos los elementos que componen la prótesis y el sistema de muñeca que están diseñados en el software de Inventor 3D se exportan al formato *.stl*, para proceder a la impresión. Haciendo uso del software PreForm, propio de la impresora de SLA, se modifica los parámetros necesarios como son: tipo de material, grosor de capa, soportes, etcétera.

En una primera etapa, se utiliza la resina fotopolimérica Tough V5 para la impresión de los dedos, falanges, uniones, eslabones y acoples de prótesis de mano (Figura 38), se generan automáticamente los soportes para las piezas, que dependen del tamaño y ubicación de las piezas.

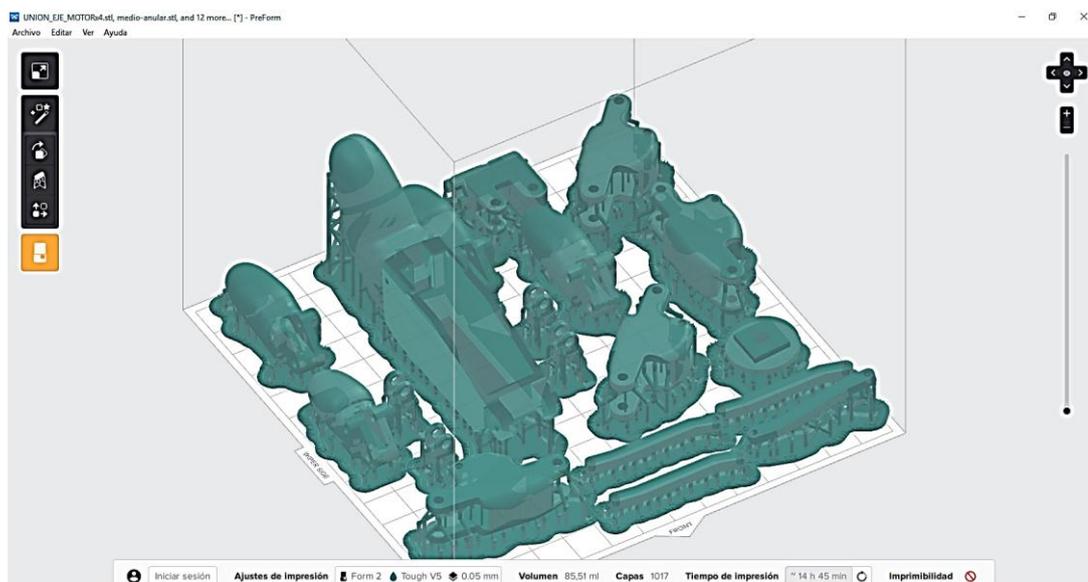


Figura 38. Dedos, acoples, falanges de la prótesis de mano.

En una segunda etapa se imprime el dorso de la prótesis (Figura 39).

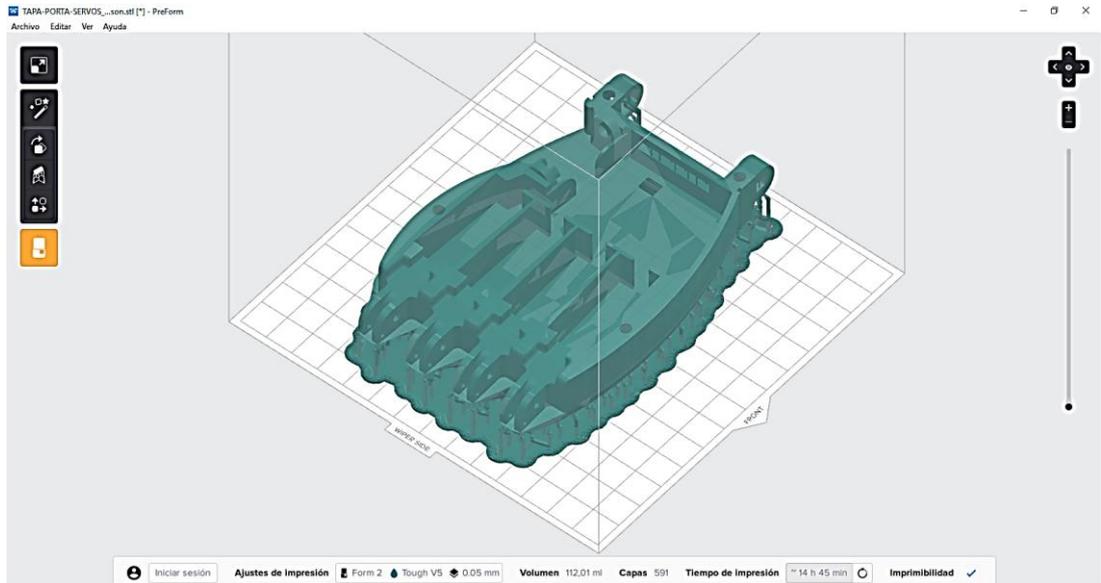


Figura 39. Dorso de la prótesis de mano.

Las piezas impresas con el método de estereolitografía (SLA) posteriormente necesitan ser lavadas y curadas, para aportar propiedades mecánicas de dureza a las piezas, es por esto que una vez construidas las piezas se realiza el lavado utilizando alcohol industrial.

El lavado se realiza con el kit que incluye la impresora Form 2 (Figura 40a); se deja reposar las piezas durante 10 minutos en el primer tanque y 10 minutos más en el segundo tanque con alcohol etílico.

Finalmente, se realiza el curado de las piezas mediante un sistema de luz ultravioleta que utiliza la máquina Form Cure (Figura 40b).



Figura 40. a) Kit para el lavado. b) Kit para el curado (Form Cure).

Con la ayuda de la página de soporte de Formlabs [56], ingresando el tipo de material y la versión (Figura 41), determinamos la temperatura y el tiempo de curado necesario para las piezas.

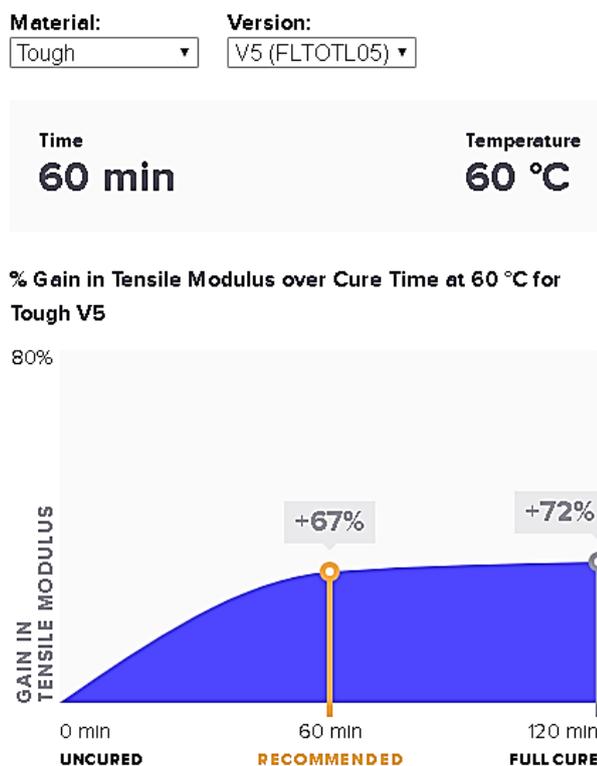


Figura 41. Curva característica para el curado de la resina Tough V5 [56].

Se establece que la temperatura y el tiempo de curado requerido es de 60°C y 60 minutos respectivamente. En el Anexo IV se muestra los ajustes de post-curado periódico de las resinas de ingeniería en la que se encuentra ubicada la resina Tough V5 utilizada.

Los parámetros que se configuran en el software PreForm propio de la impresora Form2, se detallan en la Tabla 2, de estos dependerá la calidad de impresión de las piezas.

Tabla 2. Parámetros utilizados en la impresión 3D de la prótesis en SLA

Parámetros	Valores	Unidad
Temperatura de la cámara	35	°C
Distancia entre capas	0.05	mm
Relleno	100	%

Mediante la impresión 3D por deposición, utilizando el material PLA (ácido poliláctico), en una tercera etapa se imprime la tapa de la batería, palma de la mano, cuerpo de la muñeca y el anillo de acople rápido (Figura 42).

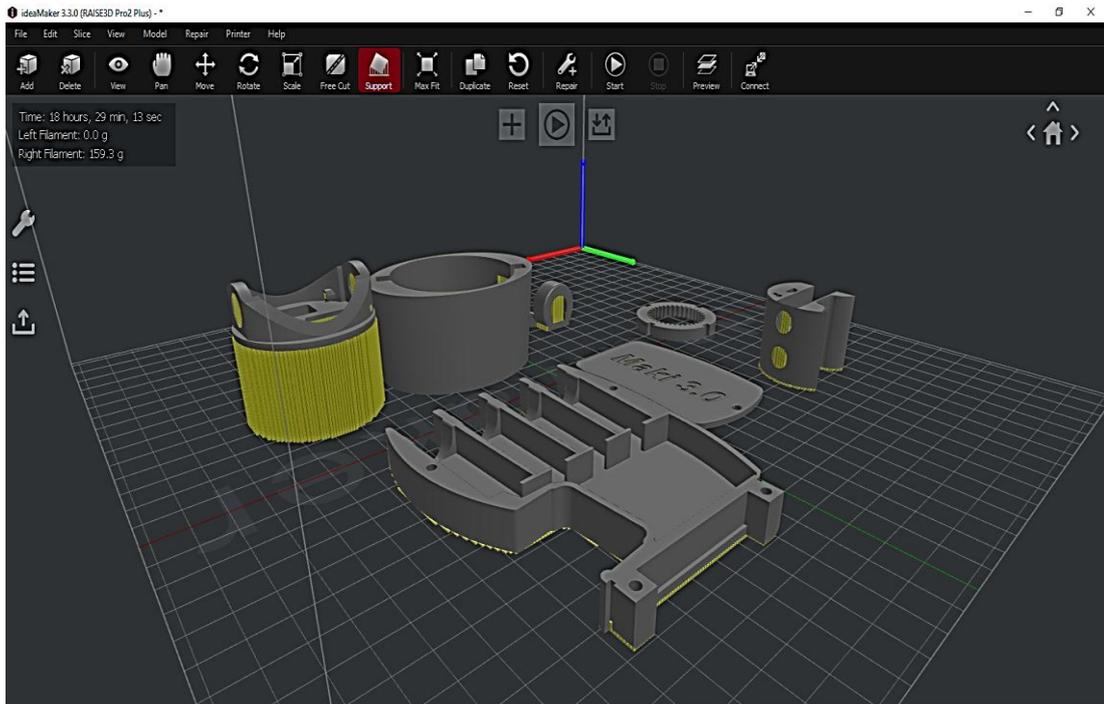


Figura 42. Tapa de la batería, palma de la mano, cuerpo de la muñeca, soporte micromotores, soporte potenciómetro, anillo de acople rápido.

Finalmente, en una cuarta etapa de construcción se imprime el socket (Figura 43).

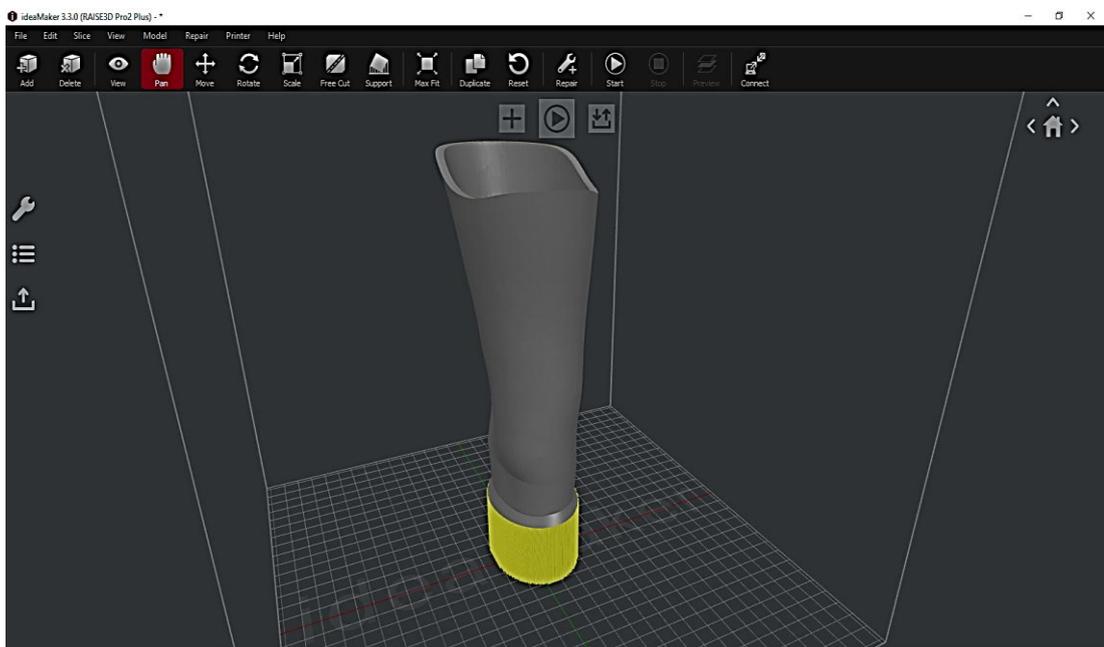


Figura 43. Sistema de socket.

Los parámetros de configuración implementados para este proceso de impresión en PLA se presentan en la Tabla 3.

Tabla 3. Parámetros utilizados en la impresión 3D de la prótesis en PLA

Parámetros	Valores	Unidad
Temperatura de la cama	60	°C
Temperatura del extrusor	215	°C
Flujo	100	%
Diámetro boquilla	0.4	mm
Distancia entre capas	0.2	mm
Relleno	100	%
Patrón de relleno	Rejilla/Grid	-

5.3.2. Tiempos y volúmenes de impresión

En la Tabla 4 se pueden identificar el volumen de resina y el tiempo invertido en la impresión mediante estereolitografía de las partes de la mano.

Tabla 4. Volumen y tiempo de impresión en SLA.

Elementos	Volumen (ml)	Tiempo (h, min)
Dorso	112	14 h 45 min
Dedo meñique, anular, medio, índice, pulgar, falanges	90	17 h 00 min
TOTAL	202 ml	31 h 45 min

De la misma manera, la cantidad de filamento y el tiempo de impresión requerido en los componentes impresos en PLA, se detalla en la Tabla 5.

Tabla 5. Volumen y tiempo de impresión en PLA.

Elementos	Cantidad (g)	Tiempo (h, min)
Palma, tapa de la batería, cuerpo de la muñeca	110.9	12 h 30 min
Anillo de acople rápido, soporte potenciómetro y soporte micromotores	60.4	5 h 30 min
Socket	275.2	31 h 18 min
TOTAL	446.5 g	49 h 18 min

Las partes construidas que conforman la prótesis de mano y el sistema de muñeca se presentan en la Tabla 6.

Tabla 6. Elementos mecánicos de la prótesis de mano y el sistema de muñeca

Nombre	Material	Proceso	Imagen
Palma	PLA	Impresión 3D filamento derretido	
Dorso	Resina Tough V5	Impresión 3D estereolitografía	
Tapa de la batería	PLA	Impresión 3D filamento derretido	
Dedo pulgar	Resina Tough V5	Impresión 3D estereolitografía	
Dedo índice	Resina Tough V5	Impresión 3D estereolitografía	
Dedo medio	Resina Tough V5	Impresión 3D estereolitografía	
Dedo anular	Resina Tough V5	Impresión 3D estereolitografía	
Dedo meñique	Resina Tough V5	Impresión 3D estereolitografía	
Falanges	PLA	Impresión 3D filamento derretido	
Acoples	Resina Tough V5	Impresión 3D estereolitografía	
Eslabones	PLA	Impresión 3D filamento derretido	
Guía fija 1	PLA	Impresión 3D filamento derretido	

Guía fija 2	PLA	Impresión 3D filamento derretido	
Acople giratorio	PLA	Impresión 3D filamento derretido	
Cuerpo de la muñeca	PLA	Impresión 3D filamento derretido	
Acople rápido	PLA	Impresión 3D filamento derretido	
Soporte micromotor	PLA	Impresión 3D filamento derretido	
Socket	PLA	Impresión 3D filamento derretido	

5.3.3. Construcción del sistema de transmisión mecánico

La construcción de los piñones que forman parte de los movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación del sistema de muñeca, se mecanizan en bronce, mediante el proceso de electroerosión por hilo.

Para la flexión-extensión se utiliza dos piñones de 10 y uno de 13 dientes, en donde los piñones de 10 dientes transmiten un mayor torque al de 13 dientes y permite manejar el peso de la prótesis de 7.35 Newtons, que es de con su conjunto de elementos electrónicos y mecánicos, que con el sistema anterior no era posible (Figura44).

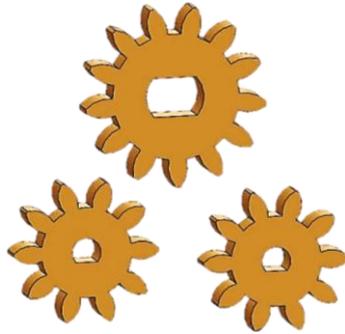


Figura 44. Piñones para el movimiento de flexión y extensión de la muñeca.

El eje en donde se ensambla uno de los piñones también se mecaniza en bronce para evitar el desgaste (Figura 45.)

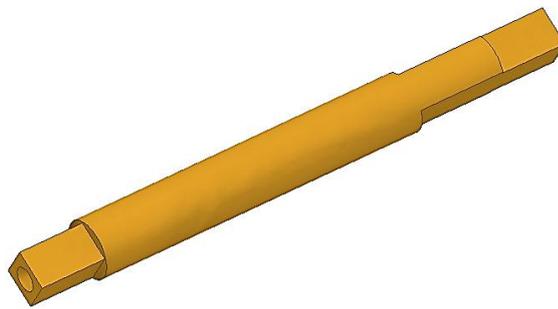


Figura 45. Eje para la unión de la prótesis con el sistema de muñeca.

Para el eje de la figura anterior, se utiliza un cubo con ranura cuadrada (Figura 46), misma que se ensambla dentro de la prótesis y posteriormente el eje se inserta en él, asegurando el sistema y evitando el movimiento del mismo.

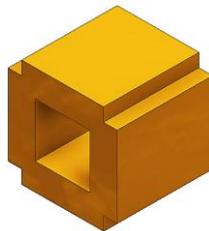


Figura 46. Cubo para la sujeción del eje en la prótesis de mano.

Los bujes de la Figura 47 permiten que las piezas no se separen del eje principal, haciendo que todas las piezas del sistema queden ensambladas dentro de la prótesis.

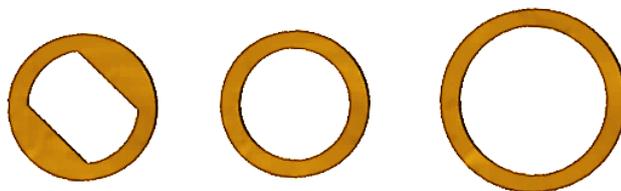


Figura 47. Bujes de unión de la prótesis de mano con el sistema de muñeca.

El movimiento de pronación-supinación del sistema de muñeca se ejecuta mediante una rueda dentada interna que se construye en Resina Tough V5 y un piñón de 12 dientes construido en bronce (Figura 48).

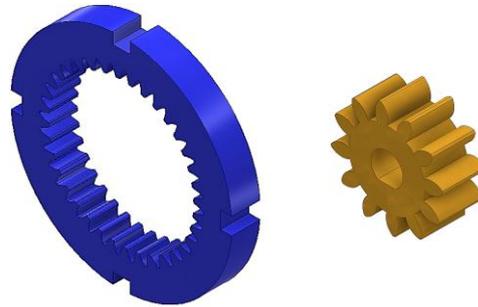


Figura 48. Rueda dentada interna y piñón para giro horario y antihorario del sistema de muñeca.

En el Apéndice I, se muestran los planos utilizados para la construcción de los piñones, cubo, eje y bujes que conforma todo el sistema antes descrito. Las partes que conforman el sistema de transmisión mecánica construidas, se presentan en la Tabla 7.

Tabla 7. Elementos mecánicos de la prótesis de mano y el sistema de muñeca

Nombre	Material	Proceso	Imagen
Rueda dentada interna	Resina Tough V5	Impresión 3D estereolitografía	
Eje	Bronce	Electroerosión por hilo	
Cubo con ranura cuadrada	Bronce	Electroerosión por hilo	
Buje 8 mm	Bronce	Electroerosión por hilo	
Buje 8 mm - piñones	Bronce	Electroerosión por hilo	
Buje 10 mm	Bronce	Electroerosión por hilo	
Piñón 13 dientes	Bronce	Electroerosión por hilo	

Piñón 10 dientes	Bronce	Electroerosión por hilo	
Piñón 12 dientes	Bronce	Electroerosión por hilo	

5.4. Diseño construcción e implementación del prototipo de sistema de control

La toma de señales para realizar el control de movimientos de la prótesis para este caso en particular, se obtiene utilizando el Brazalet Myo que es un dispositivo capaz de recoger los impulsos eléctricos de los músculos de una persona [40].

5.4.1. Diseño del sistema de control

Para empezar con el diseño del sistema de control, se desarrolla un diagrama de bloques (Figura 49), en donde se integran los elementos que forman parte del controlador. La señal de ingreso parte del antebrazo del usuario con amputación y viene dada por la lectura de los datos EMG que proporciona el Brazalet Myo, dependiendo del tipo de agarre que efectúe la persona.

El movimiento realizado por los músculos del antebrazo, se procesa a través de las placas controladoras y la programación del microcontrolador analiza el tipo de agarre que ejecuta el usuario a partir del movimiento de su muñón.

La señal EMG se envía a los actuadores de la prótesis y esta replica el movimiento realizado por el músculo o predeterminado para el mismo. La señal de salida proporciona a cada actuador, el voltaje y el tiempo necesario para que se efectúe el agarre.

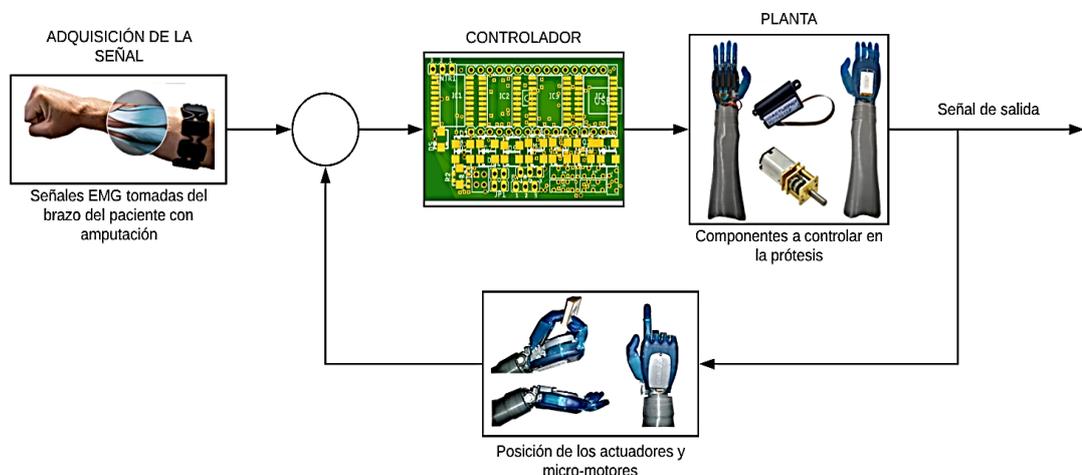


Figura 49. Diagrama de bloques del prototipo de sistema control EMG.

Se realiza a la prótesis un control proporcional de manera digital, no se implementa un circuito de control analógico debido al espacio reservado para el circuito en la prótesis para el circuito y por el tiempo que tomaría realizar este tipo de control y que no estaría dentro del tiempo de alcance determinado para el proyecto.

Luego de tener el diagrama de funcionamiento del controlador mediante el brazalet MYO y después de cumplir con las etapa de análisis del funcionamiento del sistema mecánico de la Maki 3.0 mejorada, se seleccionan las placas Arduino Nano y Arduino ProMini para el desarrollo del sistema de control, estos componentes son ideales por el pequeño tamaño que poseen, lo que permite cumplir con las dimensiones restringidas en la palma de la mano del prototipo y conseguir una integración eficiente del controlador en la prótesis.

Las características de las placas que se utilizan, se detallan en la Tabla 8 y Tabla 9 respectivamente.

Tabla 8. Características del Arduino Nano [57]

Características	Descripción
Microcontrolador	ATMega328
Voltaje de operación	5 V
Voltaje de alimentación (recomendado)	7-12 V
Pines de entrada-salida digital	14 (6 son PWM)
Entradas analógicas	8
DC corriente pin I/O	40 mA
DC corriente pin 3.3V	50 mA
Memoria flash	32 Kb
SRAM	2 Kb
EEPROM	1 Kb
Frecuencia de trabajo	16 MHz

Tabla 9. Características del Arduino ProMini [58]

Características	Descripción
Microcontrolador	ATMega328
Voltaje de operación	5V
Voltaje de alimentación (recomendado)	5-12 V
Pines de entrada-salida digital	14 (6 son PWM)
Entradas analógicas	6
DC corriente pin I/O	40 mA
Memoria flash	32 Kb

SRAM	2 Kb
EEPROM	1 Kb
Frecuencia de trabajo	16 MHz

5.4.1.1. Interfaz de comunicación Myo-Arduino

- **Carga del firmware en el módulo HM-11**

La mayoría de los modelos bluetooth de bajo consumo de energía poseen un conjunto de características limitadas, debido a la programación de fábrica, es por eso que para conectarse directamente con el brazalete Myo, se carga el firmware de la librería MyoBridge en el módulo HM-11, esta librería permite que la lectura de los datos del brazalete Myo sean accesibles a la placa Arduino.

Para cargar el firmware se sueldan cables a los pines Debug Data, Debug Clock, Reset Vcc y GND del módulo bluetooth HM-11, (Figura 50).

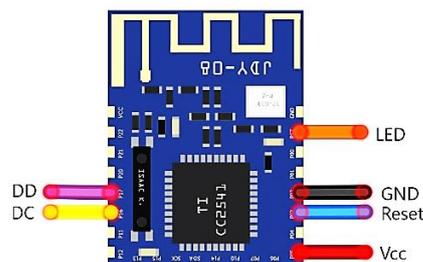


Figura 50. Pines del módulo HM-11 utilizados.

Los pines del módulo se conectan a las entradas D5, D6, D4, 3V3 y GND del Arduino Nano (Figura 51).

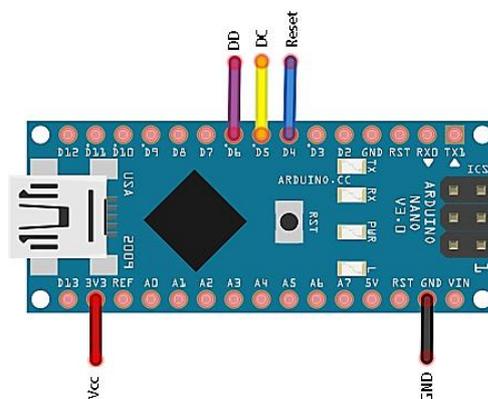


Figura 51. Conexión de los pines del módulo HM-11 al Arduino.

Para el firmware, se descarga la carpeta CCLoader-master de RedBearLab [59], disponible en GitHub, y se carga en el Arduino Nano el programa CCLoader.ino, a través del software IDE Arduino, mediante el terminal de Windows, se ejecuta la ubicación del archivo CCLoader.exe que se encuentra dentro de la carpeta (Figura 52).

```
Microsoft Windows [Versión 10.0.17134.885]
(c) 2018 Microsoft Corporation. Todos los derechos reservados.

C:\Users\Santhy>cd C:\Users\Santhy\Desktop\TESIS\CCLoader-master\CCLoader-master\Windows
C:\Users\Santhy\Desktop\TESIS\CCLoader-master\CCLoader-master\Windows>CCLoader.exe
Copyright (c) 2013 RedBearLab.com
CCLoader.exe version 0.5
Invalid parameters.
Usage: CCLoader.exe <com number> <bin file> <device>
Example: CCLoader.exe 2 abc.bin 0
        <device>: 0 -- Default (e.g. UNO)
                 1 -- Leonardo
```

Figura 52. Ejecución CCLoader.exe desde el terminal de Windows.

A continuación, se coloca el número de puerto COM en donde se encuentra conectada nuestra tarjeta, más la dirección del archivo MyoBridge_CC2541.bin [60] y el número “1” en este caso para el Arduino Nano que es lo que indica la ventana anterior para un arduino por defecto.

La carga completa del firmware en el módulo bluetooth se observa en la Figura 53, con la carga finalizada, el proceso está listo para emparejar el brazalete Myo al módulo bluetooth.

```
C:\Users\Santhy\Desktop\TESIS\CCLoader-master\CCLoader-master\Windows>CCLoader.exe 3 C:\Users\Santhy\Desktop\TESIS\MyoBridge-master\MyoBridge-master\myobridge_firmware\Hex\MyoBridge_CC2541.bin 0
Copyright (c) 2013 RedBearLab.com
CCLoader.exe version 0.5
Comport : COM3
Bin file: C:\Users\Santhy\Desktop\TESIS\MyoBridge-master\MyoBridge-master\myobridge_firmware\Hex\MyoBridge_CC2541.bin
Device : Default (e.g. UNO)

Comport open!
<Baud:115200> <data:8> <parity:none> <stopbit:1> <DTR:off> <RTS:off>

File open!
!!WARNING: File's size isn't the integer multiples of 512 bytes, and
           the last block will be filled in up to 512 bytes with 0xFF!
Block total: 274

Enable transmission...
Request sent already!
/*****/
* If there is no respond last for 3s, please press "Ctrl+C" to exit!
* And pay attention to :
* 1. The connection between computer and Arduino;
* 2. The connection between Arduino and CC2540;
* 3. Whether the device you using is Leonardo or not;
* 4. Other unexpected errors.
/*****/

Waiting for respond from Arduino...

Uploading firmware...
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27
28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46 47 48 49 50 51
52 53 54 55 56 57 58 59 60 61 62 63 64 65 66 67 68 69 70 71 72 73 74 75
76 77 78 79 80 81 82 83 84 85 86 87 88 89 90 91 92 93 94 95 96 97 98 99 1
00 101 102 103 104 105 106 107 108 109 110 111 112 113 114 115 116 117 118 119
```

Figura 53. Carga de firmware completo.

5.4.1.2. Adquisición de señales

En la Figura 54, se muestra un diagrama con los componentes utilizados para la adquisición de las señales, en donde se conecta el módulo bluetooth a la placa Arduino Nano y esta al ordenador mediante un puerto USB, el brazalete se conecta inalámbricamente al módulo bluetooth y se procede a la adquisición de señales.

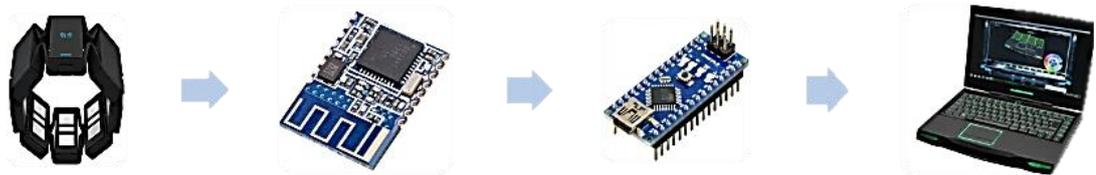


Figura 54. Diagrama utilizado para la toma de señales.

Para adquirir las señales, se ubica el brazalete a unos 3 cm aproximadamente debajo de la flexión del antebrazo y con la cara superior de la mano alineada al logo de la marca que posee el dispositivo (Figura 55).



Figura 55. Ubicación del brazalete.

Los datos recolectados a través del brazalete, se visualizan en el monitor serie del programa IDE Arduino mediante la conexión serial a un ordenador. En la Figura 56 se muestran los valores y las gráficas de los vectores que se registra de la actividad muscular con los ocho sensores del brazalete.

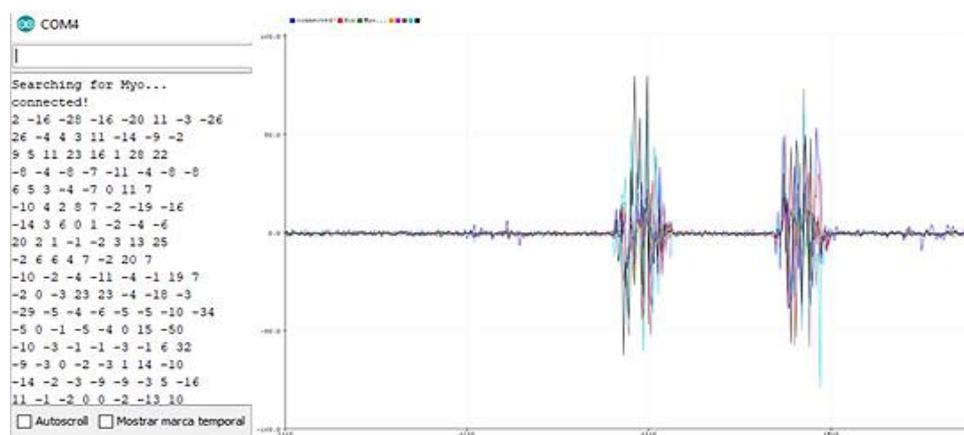
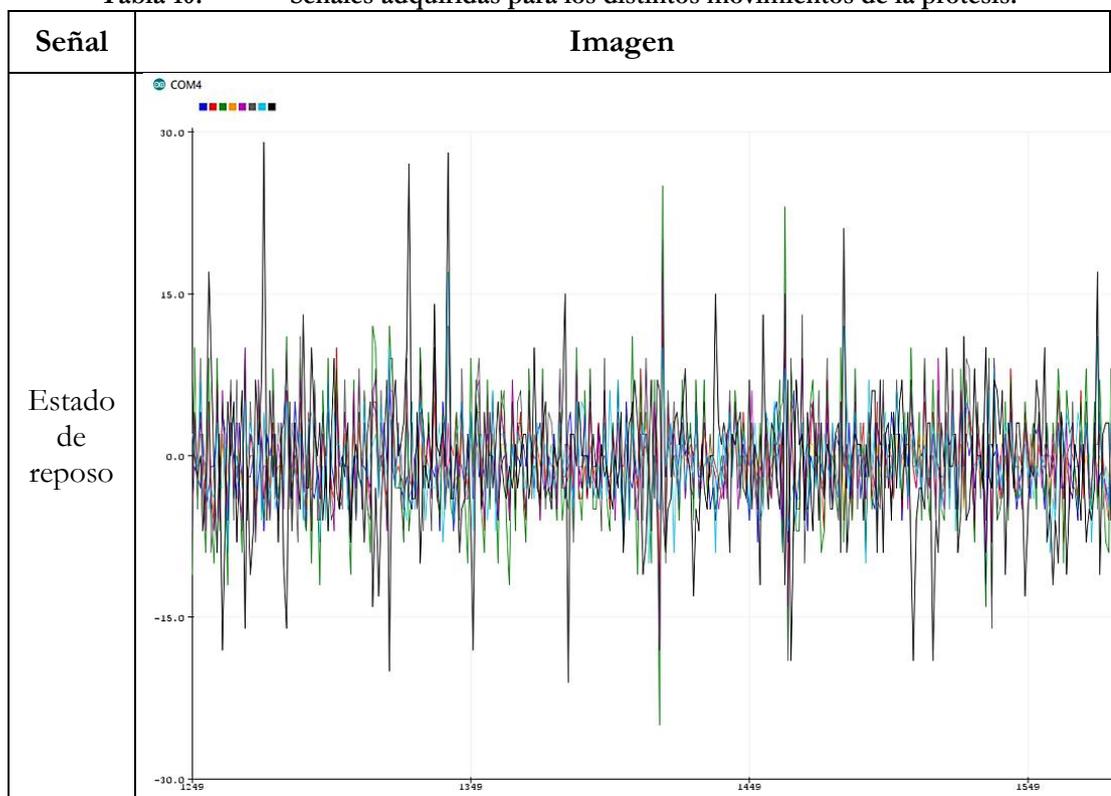


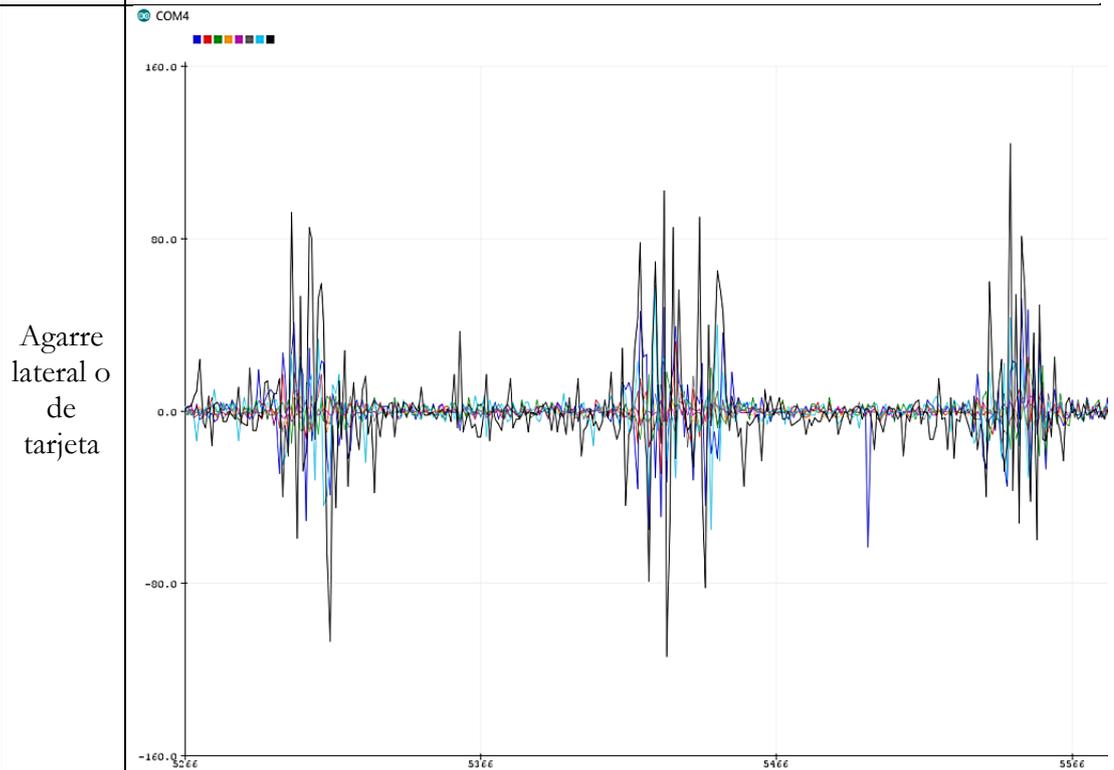
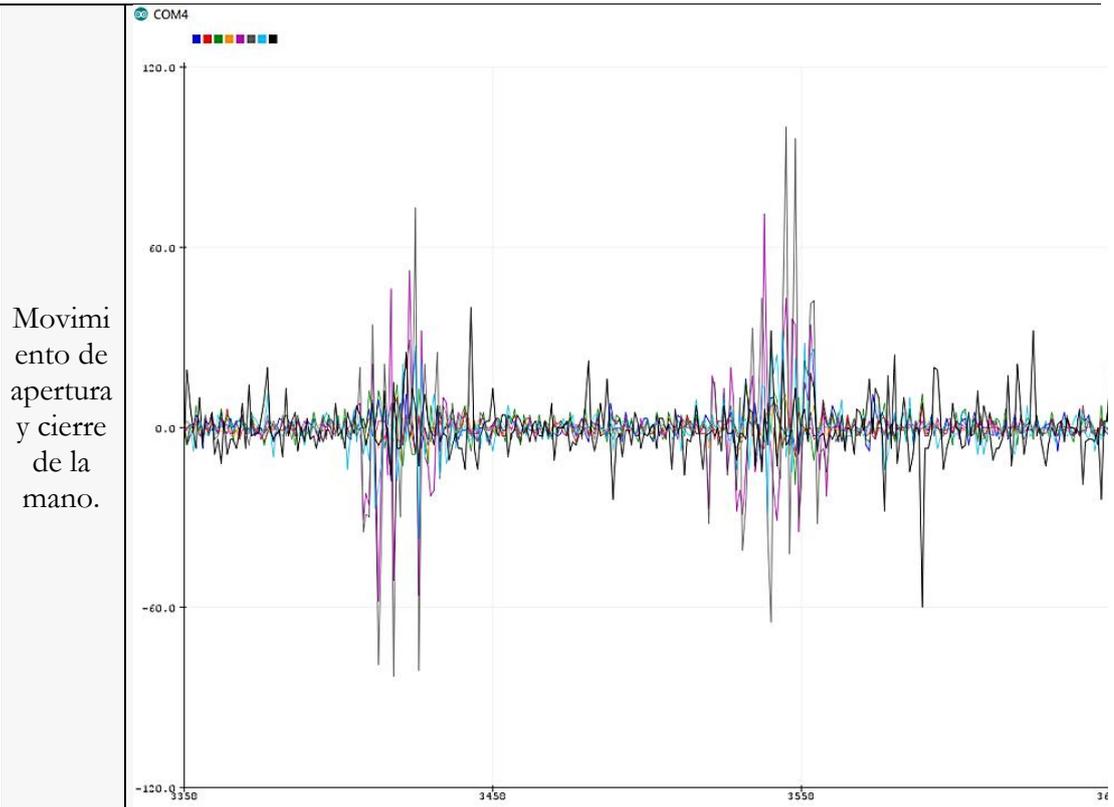
Figura 56. Gráficas y valores de las señales.

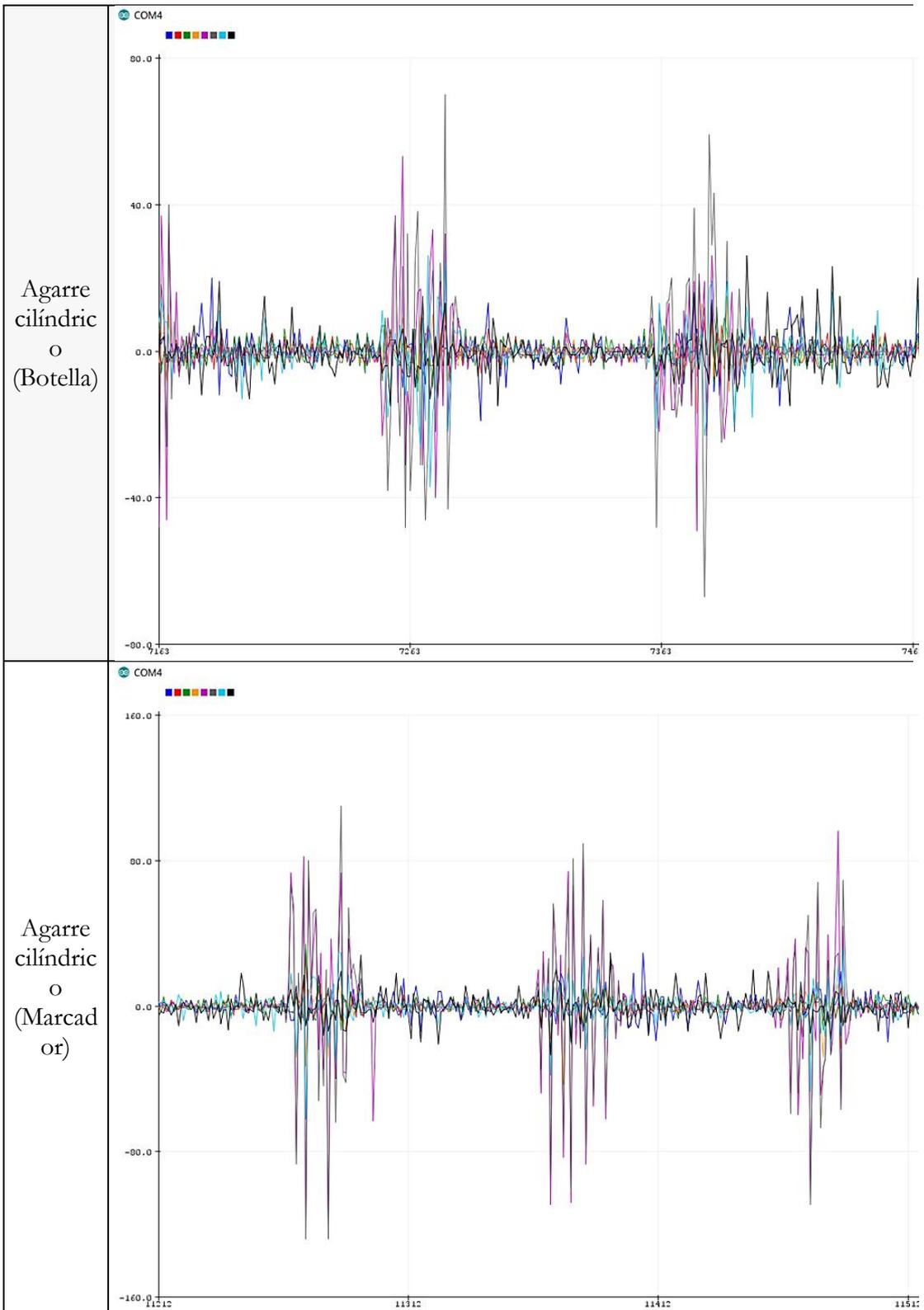
Se realiza la adquisición de valores de las señales para todos los movimientos predeterminados para la prótesis, con una ventana de 50 datos para cada uno, teniendo en cuenta que la frecuencia de muestreo del dispositivo Myo es de 200Hz, lo que permite obtener mayor cantidad de información de cada movimiento.

Las señales adquiridas para cada uno de los movimientos predeterminados para la prótesis se muestran en la Tabla 10 para las cuales se tomaron 100 muestras para cada movimiento y se usan las que daban una repetibilidad mayor al 75%, en donde la señal en estado de reposo se maneja en magnitudes de milivoltios al igual que todas las demás señales sin aplicar el filtro.

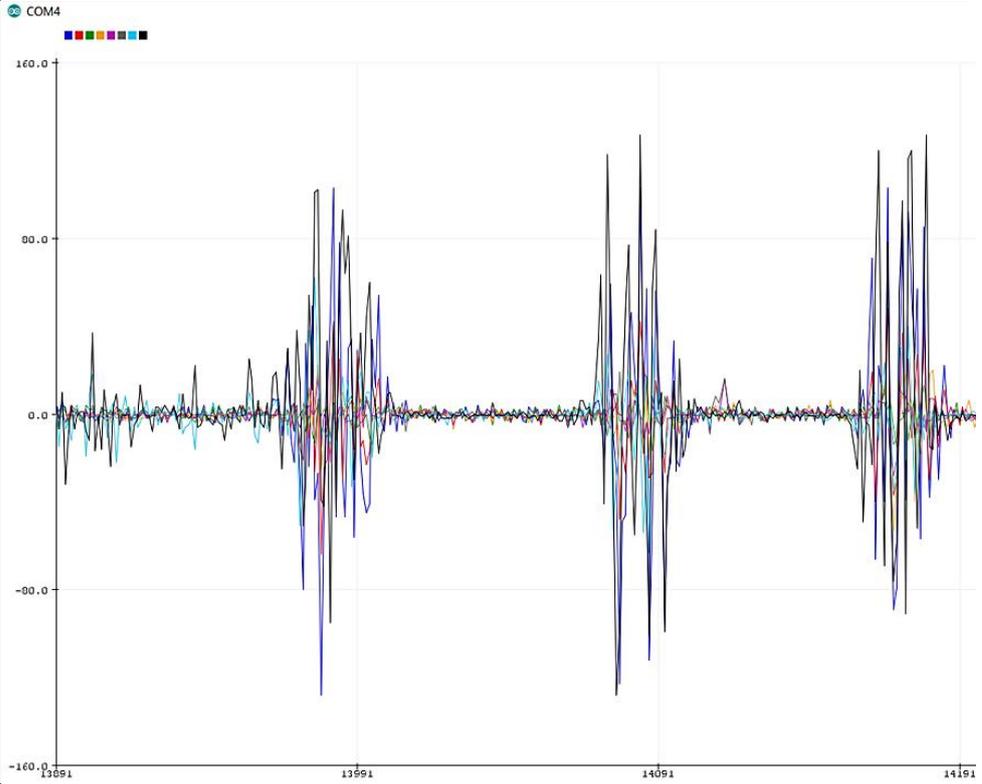
Tabla 10. Señales adquiridas para los distintos movimientos de la prótesis.



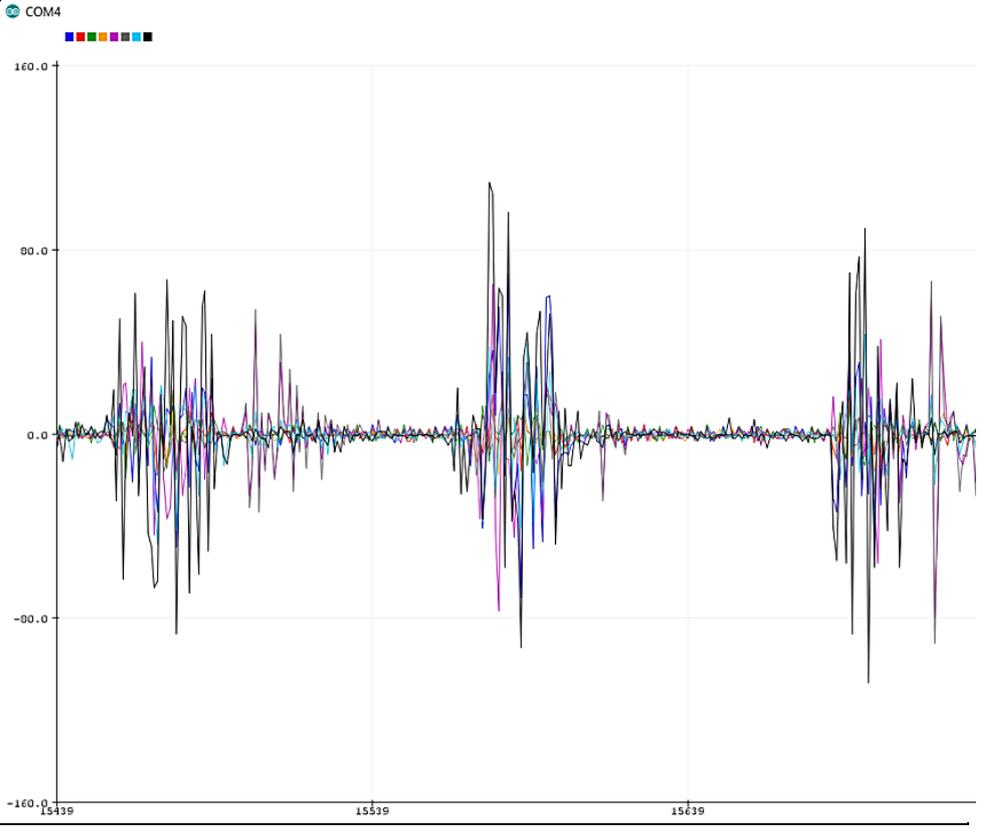


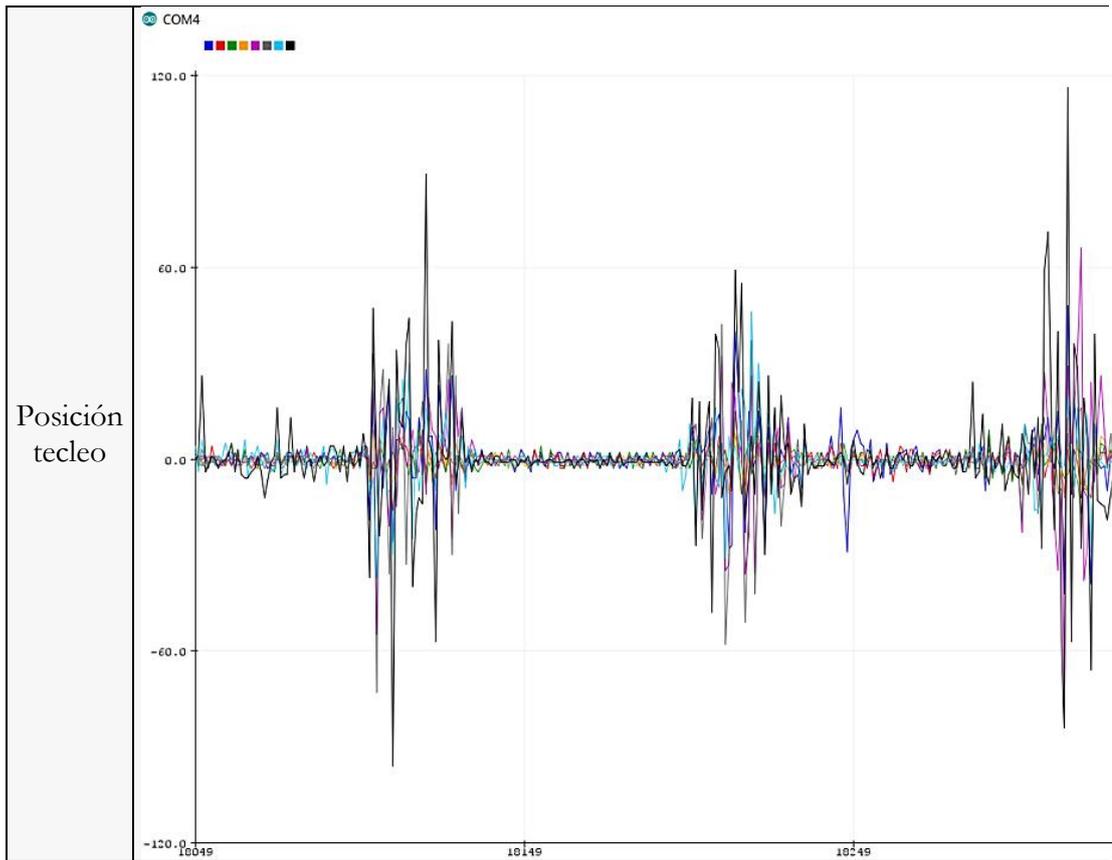


Agarre de precisión



Agarre tipo gancho





5.4.1.3. Componentes del sistema de control

- **Actuador micro lineal**

Los actuadores lineales Actuonix PQ12 poseen un micromotor interno que gracias a un tornillo sin fin le da al vástago un movimiento lineal, posee también un potenciómetro que sirve para la realimentación de la posición, gracias a la diferencia de potencial se determina la posición del vástago, con un valor de 0 cuando el vástago está completamente fuera y 1023 cuando ingresa.

En la Tabla 11 se muestran las características técnicas más relevantes de este tipo de actuador lineal.

Tabla 11. Especificaciones técnicas del actuador lineal Actuonix PQ12-P [61].

Características		Imagen
Voltaje de entrada:	6 a 12 VDC	
Carrera:	20mm	
Masa:	15g	
Potenciómetro de retroalimentación:	5k Ω ±50%	

Los actuadores colocados en la parte inferior al dorso, permiten cumplir con el movimiento de flexión-extensión de cada uno de los dedos de la prótesis, tienen 5 pines que se encuentran distribuidos de acuerdo a la Tabla 12.

Tabla 12. Distribución de pines del actuador lineal.

Pin	Nombre	Función
1	FPN	Referencia del potenciómetro
2	AMP1	Alimentación del actuador
3	AMP	Alimentación del actuador
4	FPP	Referencia del potenciómetro
5	FPW	Deslizamiento del potenciómetro

Los pines 2 y 3 controlan la posición de entrada y salida del vástago del actuador lineal, el pin 1 se conecta a GND y el pin 4 a la alimentación de 5V, los dos pines son la alimentación del potenciómetro de referencia para la retroalimentación y finalmente el pin 5 es el valor (voltios) que nos indica el potenciómetro con respecto a la distancia donde se encuentra el vástago.

- **Driver L293DD (Puente H)**

Para el control de la dirección de giro y la velocidad de cada motor se utiliza el driver L293DD o puente H de montaje superficial (SMD) (Figura 57), este driver, facilita el control de los actuadores mediante la placa Arduino.

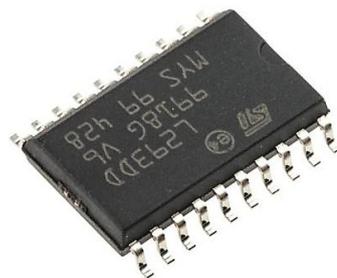


Figura 57. Driver L293DD [62].

La distribución de pines del driver se muestra en la Tabla 13.

Tabla 13. Distribución de pines del driver L293DD.

Pin	Nombre	Pin	Nombre
1	Enable 1	11	Enable 2
2	Input 1	12	Input 3
3	Output 1	13	Output 3
4	GND	14	GND
5	GND	15	GND

6	GND	16	GND
7	GND	17	GND
8	Output 2	18	Output 4
9	Input 2	19	Input 4
10	Vs	20	Vss

- **Micromotores**

Se utilizan dos motorreductores de metal 1000:1 a 6V de Pololu, para cumplir con los movimientos de pronación-supinación y flexión-extensión del sistema de muñeca. Las especificaciones técnicas de este tipo de micromotor se muestra la Tabla 14.

Tabla 14. Características técnicas del micromotor pololu 1000:1 [63].

Características		Imagen
Reducción:	1000:1	
Rendimiento sin carga:	13 RPM, 20 mA	
Velocidad sin carga:	33 RPM	

- **Arduino Nano**

La placa Arduino Nano se utiliza debido al tamaño y versatilidad, lo que permite desarrollar un controlador capaz de integrarse en la prótesis sin problema. La placa trabaja con un voltaje de operación de 5V, posee un puerto tipo mini USB y cuenta con 8 entradas analógicas y 14 puertos digitales de entrada-salida (Figura 58).

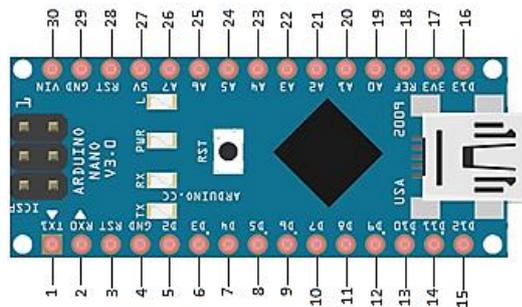


Figura 58. Disposición de pines del Arduino Nano.

En la Tabla 15 se muestra la distribución de pines del Arduino Nano

Tabla 15. Distribución de pines del Arduino Nano.

Pin	Nombre	Pin	Nombre
1	D1/TXD	16	D13
2	D0/RXD	17	3.3 V

3	RESET	18	AREF
4	GND	19	ADC0
5	D2	20	ADC1
6	D3/PWM	21	ADC2
7	D4	22	ADC3
8	D5/PWM	23	ADC4/SDA
9	D6/PWM	24	ADC5/SCL
10	D7	25	SDC6
11	D8	26	SDC7
12	D9/PWM	27	5 V
13	D10/PWM/SS	28	RESET
14	D11/PWM/MOSI	29	GND
15	D12/MISO	30	V _{in}

A las entradas analógicas A4-A7 de este arduino, se conectan las señales de alimentación de 4 de los 5 actuadores utilizados en la prótesis; mientras que las salidas digitales D4-D12, se conectan a la entrada de los puentes H utilizados.

- **Arduino ProMini**

Debido a la necesidad de un mayor número de entradas analógicas y salidas digitales a las que tiene el Arduino Nano, se utiliza un Arduino ProMini (Figura 59).

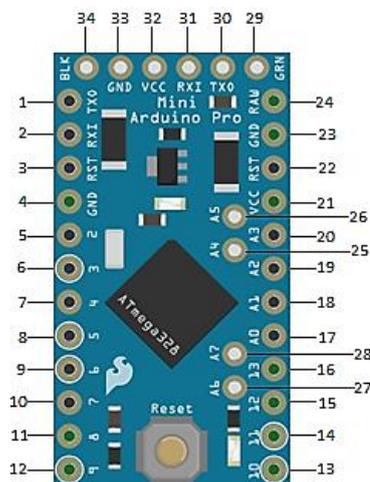


Figura 59. Disposición de pines del Arduino Pro Mini.

La distribución de pines del Arduino Pro Mini utilizado se muestra en la Tabla 16.

Tabla 16. Distribución de pines del Arduino Pro Mini.

Pin	Nombre	Pin	Nombre
1	D1/TXD	18	ADC1
2	D0/RXD	19	ADC2

3	RESET	20	ADC3
4	GND	21	VCC
5	D2	22	RESET
6	D3/PWM	23	GND
7	D4	24	RAW
8	D5/PWM	25	ADC4/SDA
9	D6/PWM	26	ADC5/SCL
10	D7	27	ADC6
11	D8	28	ADC7
12	D9/PWM	29	DTR/RTS
13	D10/PWM/SS	30	TXD
14	D11/MISO	31	RXD
15	D12/PWM/MOSI	32	VCC
16	D13/SCK	33	GND/CTS
17	ADC0	34	GND

- **Potenciómetro de retroalimentación**

Para la retroalimentación de la muñeca se utiliza un resistor eléctrico de agujero pasante (Figura 60) de 10 k Ω , las especificaciones mecánicas y eléctricas se indican en la Tabla 17.



Figura 60. Potenciómetro [64].

Tabla 17. Especificaciones técnicas del potenciómetro [63].

Especificaciones Mecánicas		Especificaciones eléctricas	
Ángulo de rotación mecánica	235° ± 5°	Tolerancia	100 Ω ≤ R _n ≤ 1M Ω
Ángulo de rotación eléctrica	220° ± 20°	Max. Voltaje	200 VDC (lineal)
Torque	0.4 - 2Ncm	Potencia nominal	70 °C 0.33 W (lineal)

- **Batería de alimentación**

Para la alimentación de toda la prótesis, se utiliza una batería de Ion de litio de 3.7V con una corriente de 2000 mAh (Figura 61), esta se monta sobre el dorso de la mano.

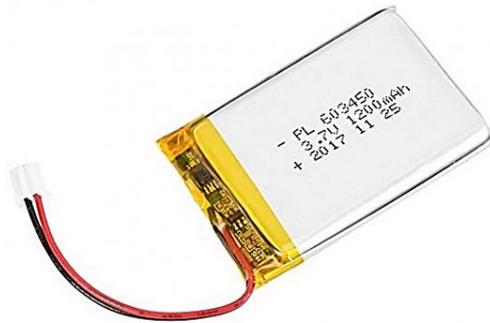


Figura 61. Batería de litio [65].

- **Regulador de voltaje**

Los actuadores lineales funcionan a 6V, es por ello que es necesario utilizar un regulador de voltaje ajustable Pololu 2.5-9.5V (Figura 62) para elevar el voltaje de 3.7V y obtener el voltaje de salida requerido para los actuadores.

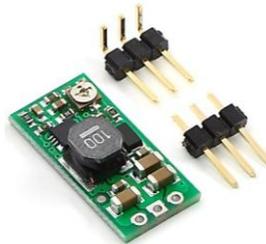


Figura 62. Elevador de voltaje [66].

5.4.1.4. Programación del controlador

La programación del controlador se realiza mediante el lenguaje de Arduino, lenguaje basado en C++.

- **Estructura del software**

Se utiliza la librería MyoBridge.h, que es una biblioteca Arduino de alto nivel y firmware personalizado para el HM-11, esta librería permite la comunicación directa del brazalete Myo y Arduino. La librería MyoIMUGestureController [67], se encarga de la lectura y reconocimiento de gestos. En la Figura 63, se muestra un diagrama con la estructura general del software.

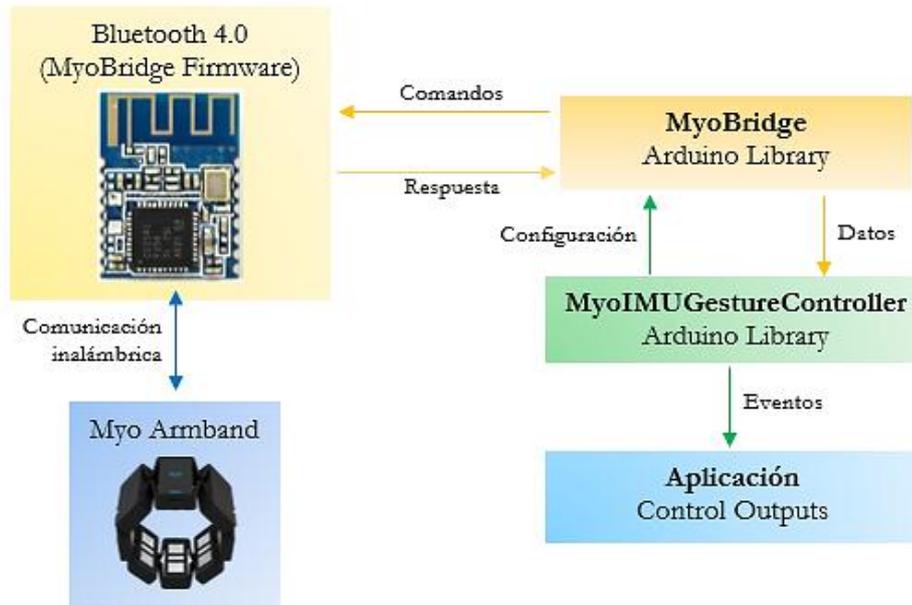


Figura 63. Diagrama de bloques de la estructura del software.

- **Programación para el control de actuadores lineales**

El correcto control de los actuadores permite obtener los distintos agarres en la prótesis; cada una de las salidas del potenciómetro interno que controla la posición del vástago del actuador se conecta a cinco entradas analógicas del Arduino Nano y ProMini.

En la Tabla 18 se indica los pines analógicos respectivos en donde se conectan las salidas del potenciómetro de los 5 actuadores utilizados.

Tabla 18. Conexión de la señal de los potenciómetros en los arduinos.

Actuador del dedo	Entrada analógica	Microcontrolador
Pulgar	A3	Arduino ProMini
Índice	A4	Arduino Nano
Medio	A5	Arduino Nano
Anular	A6	Arduino Nano
Meñique	A7	Arduino Nano

La posición de cada uno de los dedos se encuentra dada por el vástago del actuador, esto se determina mediante el potenciómetro interno que trae integrado el PQ12. Al ejecutar la señal correspondiente a uno de los movimientos asignados en la prótesis; se establecen posiciones a cada uno de los dedos, con valor de 0 cuando el vástago del actuador se encuentra completamente hacia afuera y el valor de 1023 cuando se requiere que el actuador este completamente flexionado, en la Figura 64 se muestra una parte del código que permite la flexión y extensión de uno de los actuadores.

```

..
void alrededormedio(int menor,int mayor){
    leermedio();
    while(valorpm5>=menor){
        cerrarmedio();
        leermedio();
    }
    off();
    while(valorpm5<=mayor){
        abrirmedio();
        leermedio();
    }
    off();
}
void cierramedio(int val){
    leermedio();
    while(valorpm5>=val){
        cerrarmedio();
        leermedio();
    }
    off();
}
void abremedio(int val){
    leermedio();
    while(valorpm5<=val){
        abrirmedio();
        leermedio();
    }
    off();
}

```

Figura 64. Código de programación para la flexión y extensión de los actuadores.

La correcta programación del microcontrolador permite mover cada uno de los actuadores hasta cumplir con las posiciones establecidas o agarres predeterminados.

- **Programación para el control de los micromotores**

Para ejecutar el movimiento de flexión-extensión de la muñeca, un micromotor se encuentra conectado a dos salidas del puente H y para el movimiento pronación-supinación (giro en sentido horario y antihorario) se conecta un micromotor a la salida 3 y 4 del puente H, mismo que alimenta a los motores con 12V.

Una parte del código de programación que permite comandar estos dos tipos de movimientos se muestra en la Figura 65.

```

void antgiro(int val){
    leergiro();
    while(valorpm2>=val){
        antihorariogiro();
        leergiro();
    }
    off();
}
//-----
void alrededorflexion(int menor,int mayor){
    leerflexion();
    while(valorpml<=menor){
        horarioflexion();
        leerflexion();
    }
    off();
    while(valorpml>=mayor){
        antihorarioflexion();
        leerflexion();
    }
    off();
}
//-----
void horflexion(int val){
    leerflexion();
    while(valorpml<=val){
        horarioflexion();
        leerflexion();
    }
    off();
}
//-----
void antflexion(int val){
    leerflexion();
    while(valorpml>=val){
        antihorarioflexion();
        leerflexion();
    }
}

```

Figura 65. Código de programación para ejecutar los movimientos del sistema de muñeca.

Finalmente, el código de programación completo implementado para la prótesis se encuentra en el Apéndice II, mismo que a partir de la señal ejecutada por el paciente desde su antebrazo, proporciona los siete movimientos preestablecidos para la prótesis.

- **Diagrama de flujo**

El diagrama de flujo que muestra la secuencia lógica de pasos que realiza el código implementado en la tarjeta de control principal (Arduino ProMini) se observa en la Figura 66 y el diagrama para la tarjeta secundaria (Arduino Nano) en la Figura 67.



Figura 66. Diagrama de flujo de la programación de la tarjeta de controladora Arduino ProMini.

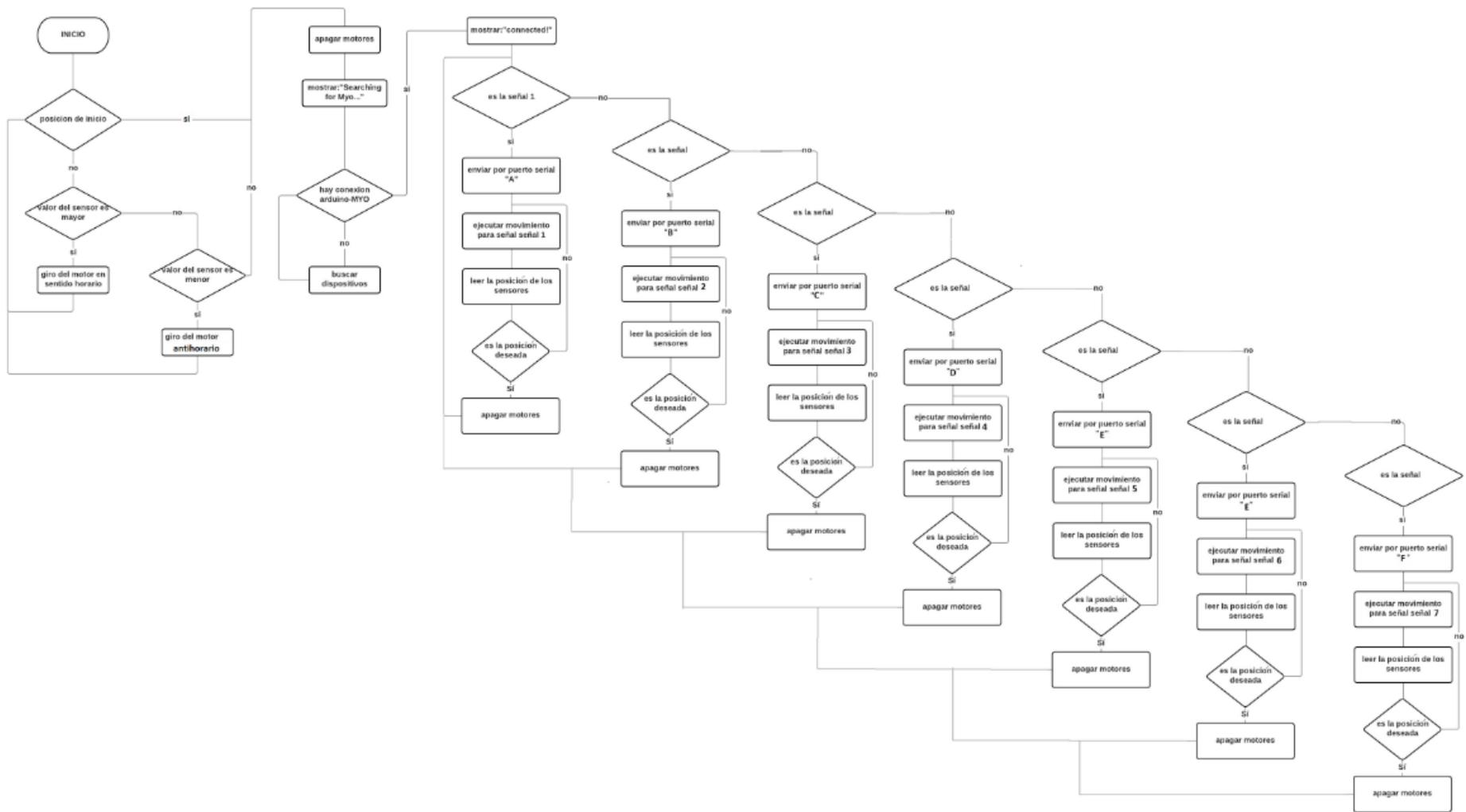


Figura 67. Diagrama de flujo de la programación de la tarjeta de controladora Arduino Nano.

5.4.1. Diseño del circuito

El circuito de control que conecta todos los componentes electrónicos-mecánicos con las tarjetas de control Arduino Nano y Pro Mini, se indica en la Figura 68.

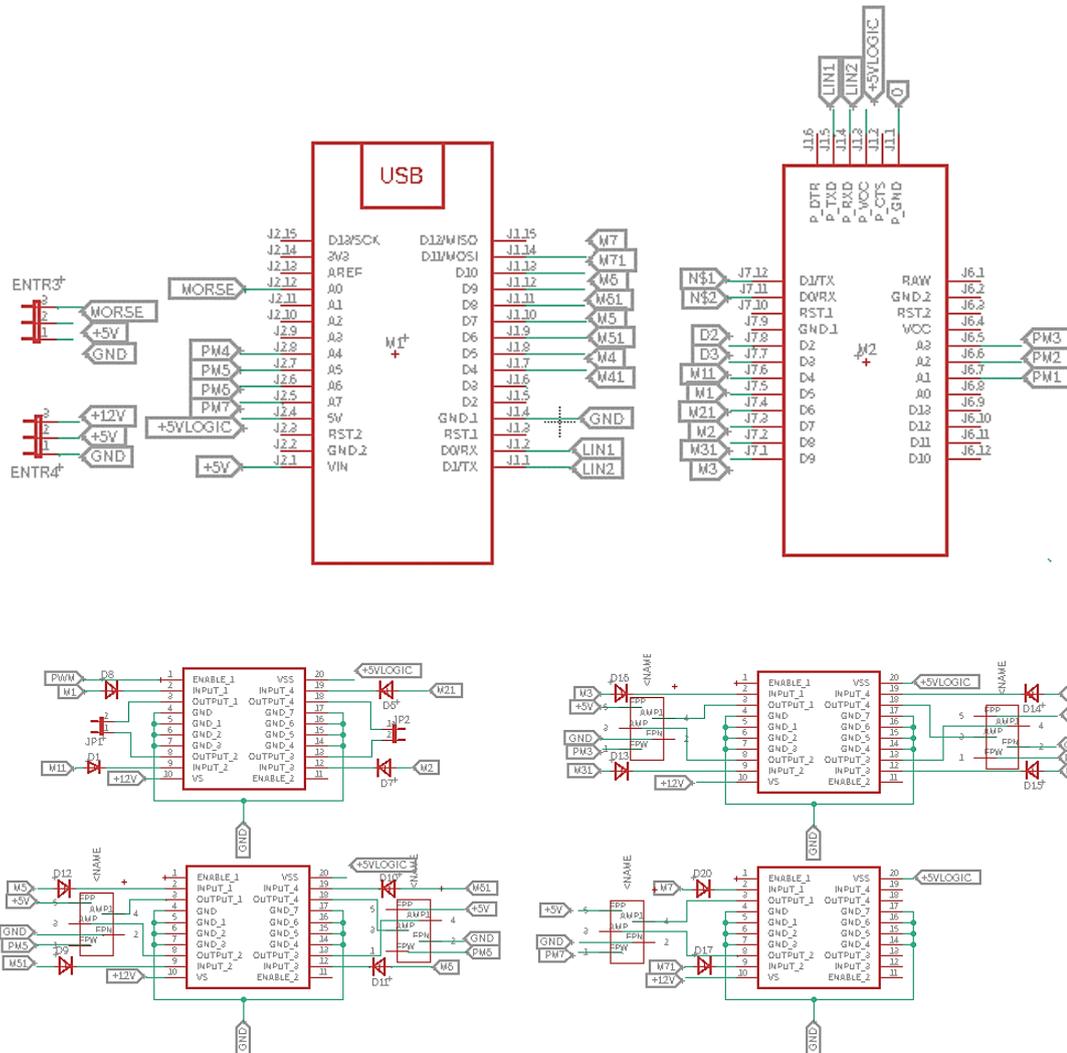


Figura 68. Circuito de control.

5.4.1.1. Diseño de las placas de control

- **Parámetros de diseño**

El espacio reservado en la palma de la mano para el controlador es de 33,85 mm por 52,85 mm (Figura 69). Tomando en consideración estas medidas se diseña el circuito impreso.

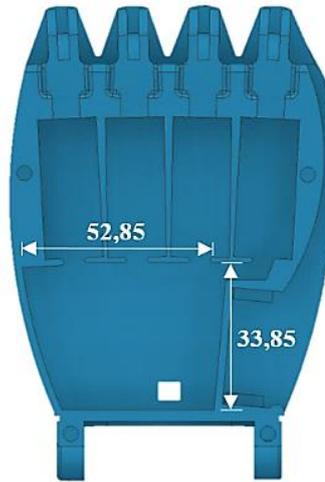


Figura 69. Dimensiones del espacio reservado para la tarjeta de control.

- **Cálculo del ancho de pistas para el ruteado**

Para determinar el ancho de pistas del circuito impreso se necesitan tres datos importantes como son: corriente máxima, temperatura máxima y el espesor de la pista. Para ello, antes de realizar el respectivo ruteado de la placa se calcula la corriente máxima en Amperios, que consume cada elemento del circuito impreso. En la Tabla 19 se presenta el análisis del consumo y el tiempo en horas de funcionamiento que tendrá la prótesis.

Tabla 19. Consumo de corrientes.

Componentes	Consumo
Convertidor de voltaje 5-12 VDC	1,29 A
Arduino Nano	0,018625 A
Arduino ProMini	$2,3611 \times 10^{-3} A$
TOTAL	1,31 A

Para calcular el ancho de pista de un circuito impreso de cobre, es necesario conocer la corriente, el incremento de temperatura y grosor, teniendo los valores para estos parámetros se calcula el ancho de pista con la siguiente fórmula:

$$Ancho = \frac{\text{Área}}{(L * 1,378)} \quad (1)$$

Dónde:

L – representa el grosor de la pista.

El área se expresa en mil^2 y el grosor en oz/ft^2 . Para calcular el área utilizamos la siguiente fórmula:

$$\text{Área} = \left[\frac{I}{(k1 * \Delta T k2)} \right] 1/k3 \quad (2)$$

Dónde:

- I – simboliza la corriente máxima
- $k1$ – es una constante definida por el estándar que estamos aplicando y que vale 0,048 cuando es capa externa.
- $k2$ – es otra constante que vale 0,44.
- $k3$ – es una constante más, que vale 0,725 [68] [69].

Se sustituye la ecuación (2) en la ecuación (1) y se obtiene:

$$\text{Ancho} = \left\{ \left[\frac{I}{(k1 * \Delta T k2)} \right] 1/k3 \right\} / (L * 1,378) \quad (3)$$

Se realiza el cálculo del ancho de la traza o pista, tomando los valores obtenidos y consultados, los parámetros a utilizar se despliegan en la Tabla 20.

Tabla 20. Valores para el cálculo del ancho de pista.

Datos	Valor
Grosor de la pista	1 oz/ft ²
Corriente máxima	1,31 A
Temperatura ambiente	25 °C
Aumento de temperatura	15 °C
Constante k1 (pista externa)	0,048
Constante k2 (pista externa)	0,44
Constante k3 (pista externa)	0,725

Mediante un software online, ingresamos los parámetros de la Tabla 20, determinados para la placa. Se obtiene que el ancho de pista para el ruteado de la placa es de 0.34 mm (Figura 70).

Corriente: 1,31 A

Espesor: 1 oz/ft²

Aumento de temperatura: 15 °C

Temperatura ambiente: 25 °C

Ancho mínimo de traza: 0.3408511583 mm

Capas externas en el aire

Ancho de traza requerido: = 0,3408511583 mm

Figura 70. Calculadora de ancho de traza de PCB [69].

Se construyen dos placas para el controlador mediante electromiografía, esto debido al espacio reducido presentado en los parámetros de diseño; en la placa principal se colocan los footprint del Arduino ProMini, el módulo bluetooth HM-11 y el regulador de voltaje. Se seleccionan componentes de montaje superficial (SMD) con la finalidad de ahorrar espacios y costos de la placa.

Se ordena cada una de las huellas para evitar problemas al momento del ruteado de las pistas (Figura 71).

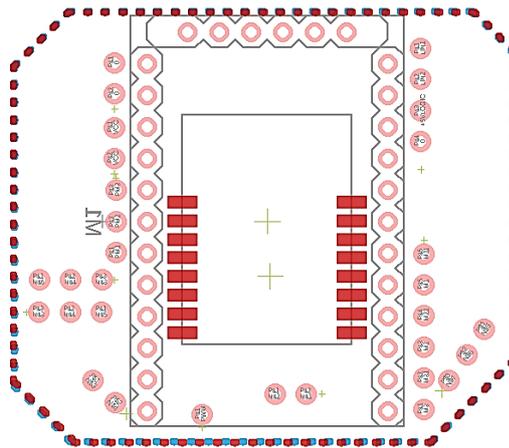


Figura 71. Ubicación de componentes en la placa principal.

Para el trazado de pistas se utiliza el comando de Route Airwire para activar el enrutador manual que permite convertir cables aéreos (conexiones no enrutadas) en cables reales, debido a que el ruteo automático no garantiza la eficiencia de las pistas. El ruteado se observa en la Figura 72, tanto para la cara top y bottom de la placa principal.

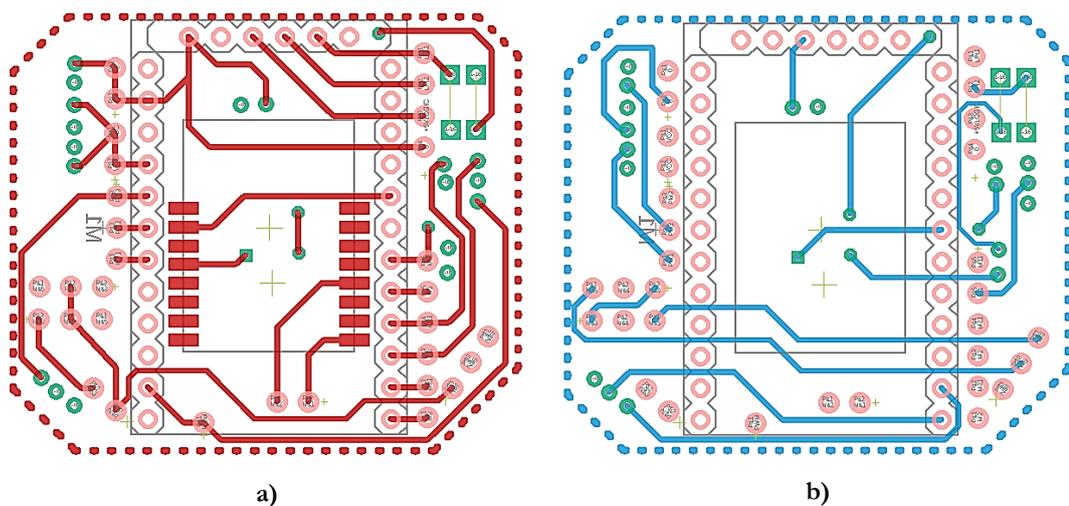


Figura 72. Placa de control principal. a) Capa superior, b) Capa inferior.

Finalmente, para asegurar que el diseño de la placa cumpla con los requerimientos y limitaciones tecnológicas del fabricante de circuitos impresos, se hace uso de la

herramienta de reglas de diseño o DRC (Figura 73) que nos facilita el software de EAGLE.

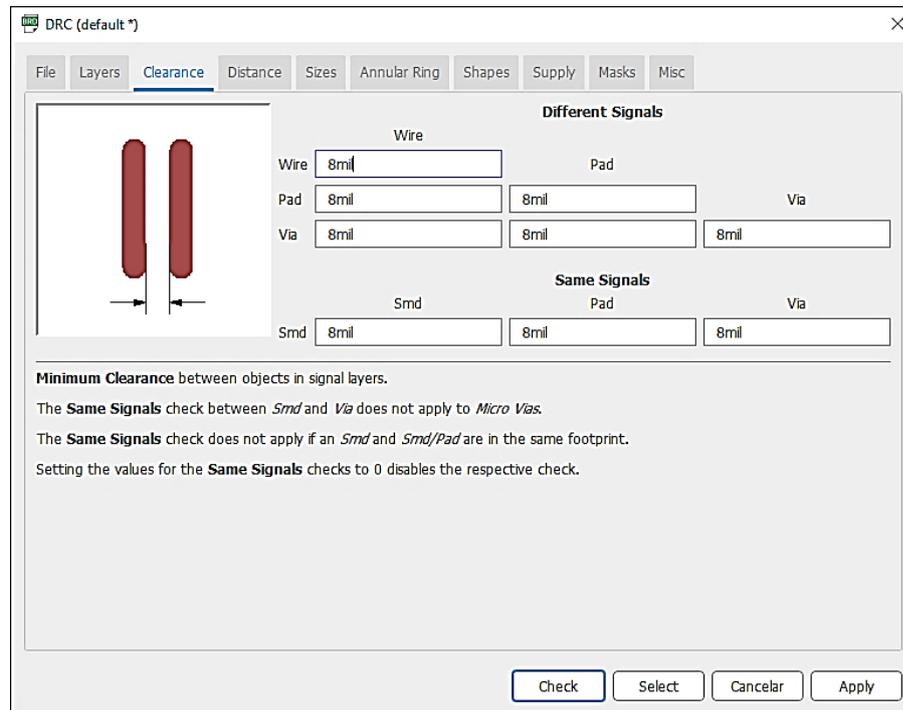


Figura 73. Reglas de diseño o DRC.

Los parámetros a configurar son proporcionados por la empresa de manufactura y electrónica, donde se envía el diseño de placa para su construcción; se configura el DRC de acuerdo a la información ingresada en la Tabla 21, para garantizar que el PCB no tenga problemas a la hora de su construcción.

Tabla 21. Reglas de diseño de la placa.

Parámetro	Configuración	Valor
Reglas de espaciado (clearance)	Wire, pad, via	8 mil
Reglas de distancia (distance)	Copper/Dimension	40 mil
	Drill/Hole	8 mil
Reglas de tamaño (sizes)	Minimum Width	0.2 mm
	Minimum drill	0.4 mm
Máscara de tierra	Minimum isolate	0.5 mil

La placa arduino Nano, puentes H, pines conectores para los actuadores lineales y los micromotores conforman la placa secundaria. El ruteado de la placa secundaria se observa en la Figura 74, misma que se cumple siguiendo el mismo proceso y las configuraciones utilizadas en la placa principal.

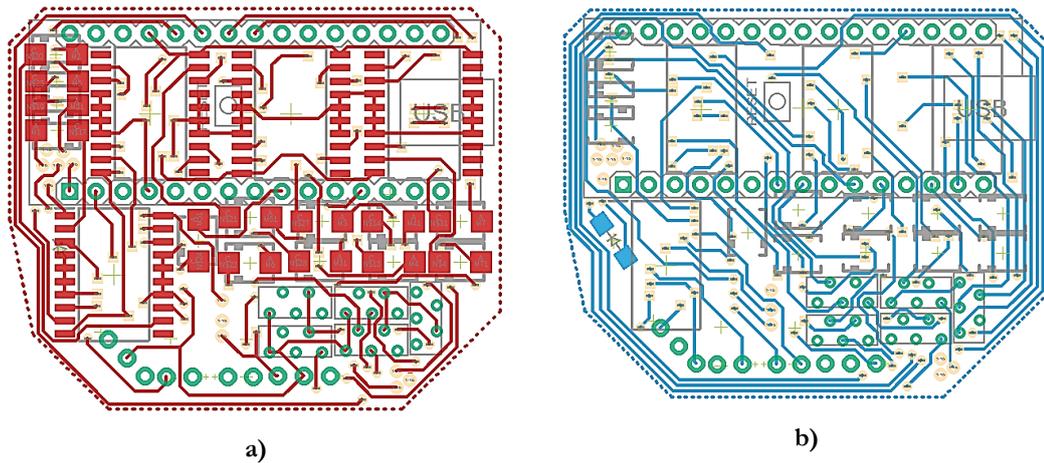


Figura 74. Placa de control secundaria a) Capa superior, b) Capa inferior.

Finalmente, en la Figura 75 se observa el diseño final de las placas de control, listas para el generado de los archivos Gerber que son necesarios para su construcción.

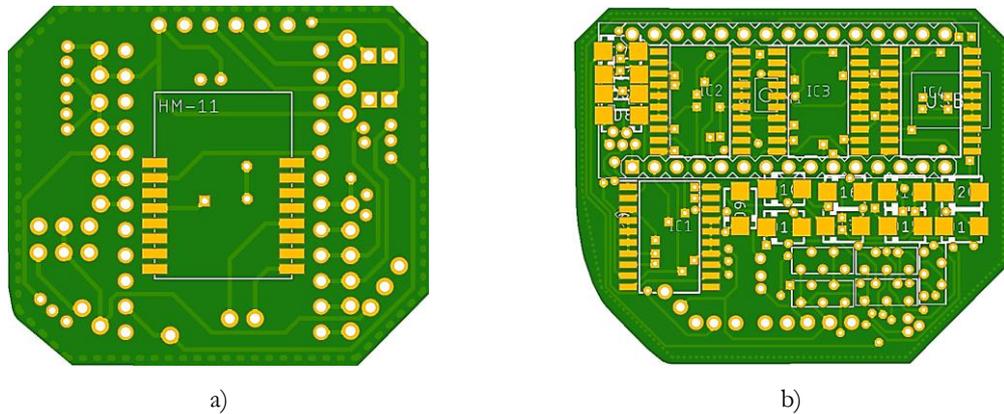


Figura 75. Placas impresas, vista de fabricación. a) Placa principal, b) Placa secundaria.

5.4.2. Construcción del controlador

Una vez concluido con el diseño, se procede a la construcción de la placa electrónica, mediante sistemas de fresado y CNC (Figura 76).

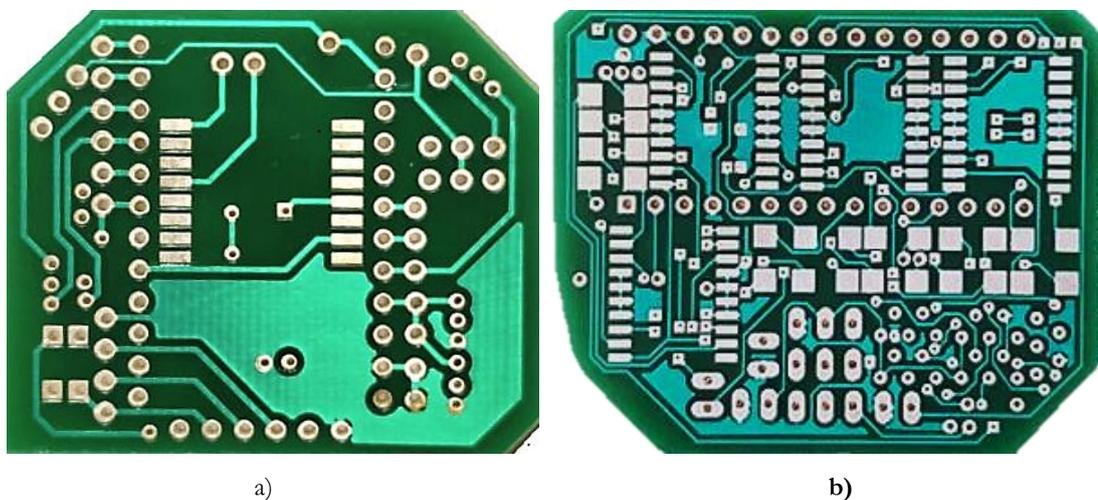


Figura 76. Tarjetas de control construidas: a) Placa principal, b) Placa secundaria

Se ubica cada componente sobre su respectiva huella y se suelda con la ayuda de una estación de soldadura (Figura 77); se comprueba que exista continuidad entre las conexiones respectivas, para evitar problemas a la hora del funcionamiento, esto debido a que puede existir pistas unidas o soldaduras frías.

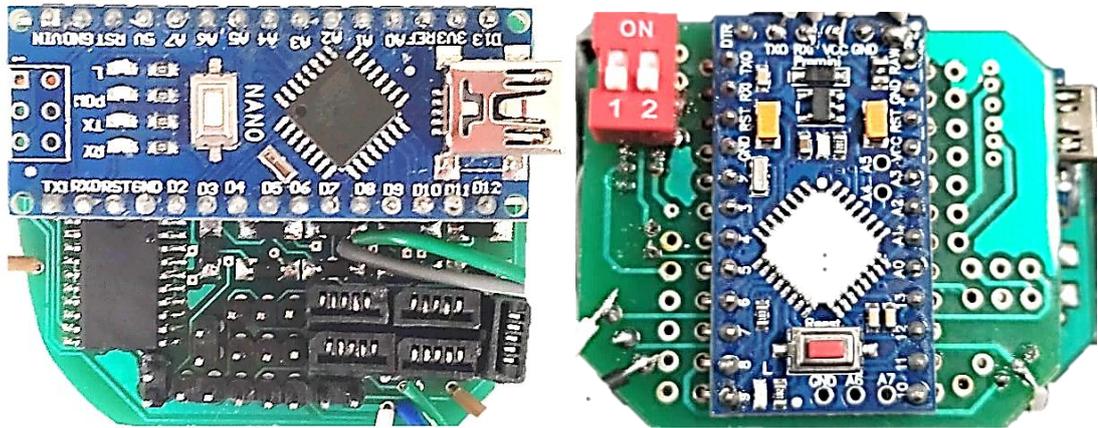


Figura 77. Ensamble de los elementos electrónicos en las tarjetas de control.

5.4.3. Implementación del sistema de control en la prótesis

Una vez construidos e incorporados todos los componentes electrónicos en la placa de control, se realiza el ensamble de la tarjeta dentro de la prótesis (Figura 78).

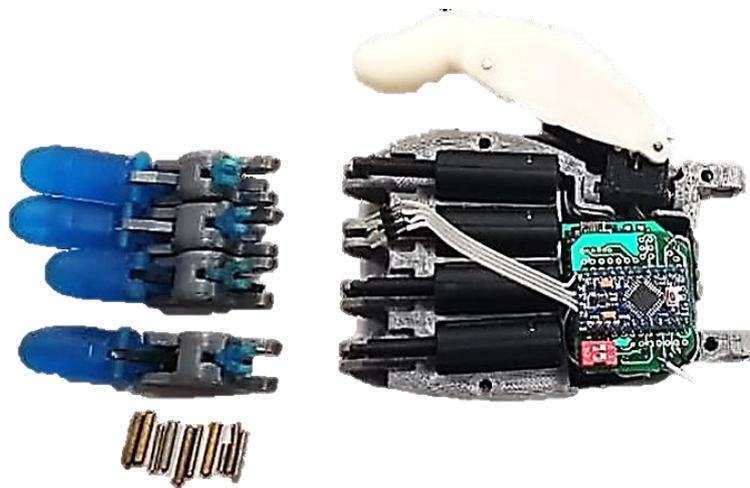


Figura 78. Ensamble de la tarjeta de control en la prótesis de mano.

Finalmente, se integra el sistema de muñeca y coloca la batería en el dorso de la prótesis para las pruebas de funcionamiento (Figura 79).

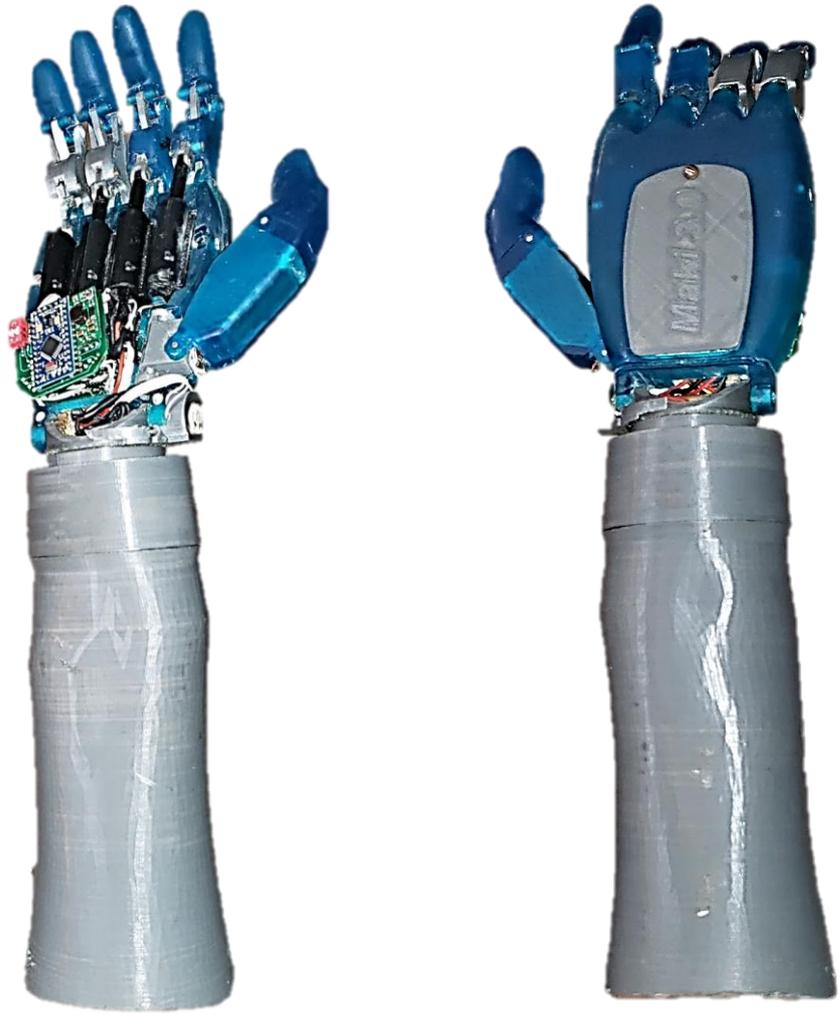


Figura 79. Ensamble del conjunto prótesis de mano-muñeca.

6. RESULTADOS

6.1. Sistema de flexión-extensión de la muñeca

El sistema anterior de transmisión del movimiento de flexión-extensión se encontraba conformado por un eje semilunar de acero de transmisión de 4 mm de diámetro y un engranaje construido en resina fotopolimérica, tenía como punto crítico al engranaje que sufría un desgaste en su cara plana y de igual manera las ranuras del dorso que al estar construido en el mismo material que el engranaje y cumplir con la función de sujetar al eje, sufría un desgaste prematuro debido al peso de la mano.

Tomando en consideración las observaciones anteriores se construye el nuevo sistema conformado por un eje cuyo extremo cuadrado se ajustan a las ranuras del dorso de la mano, previa modificación del modelo. El nuevo mecanismo de movimiento permite posicionar la palma de la mano hacia la izquierda y hacia la derecha, sin provocar una caída brusca de la prótesis y sin esforzar los motores (Figura 80).

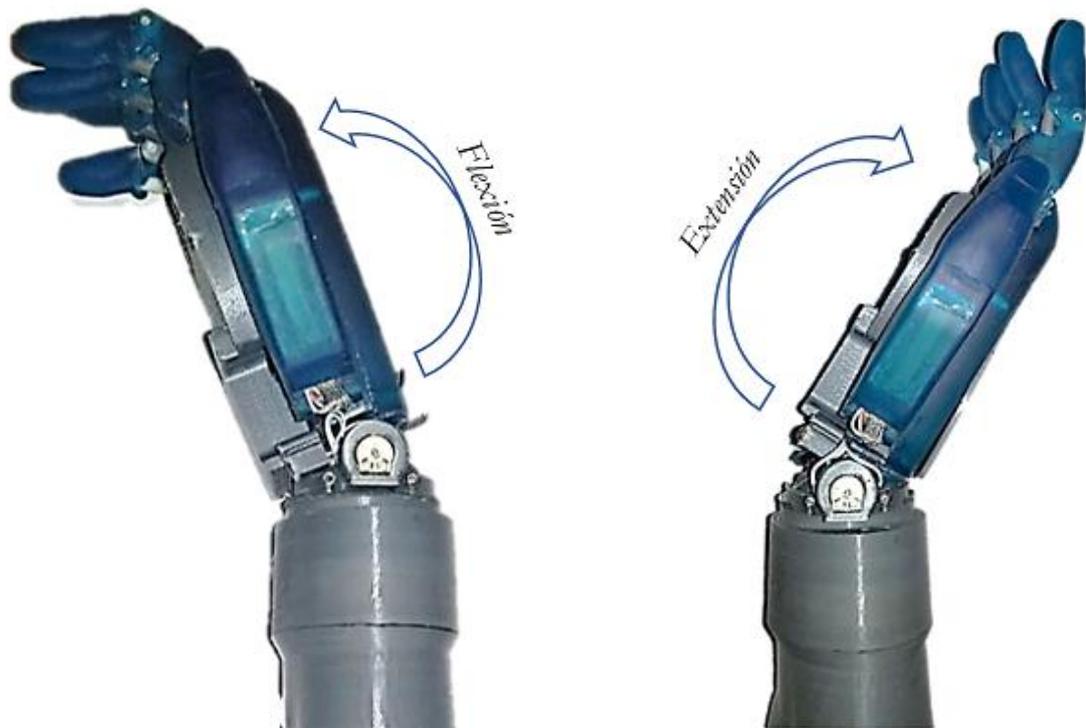


Figura 80. Movimiento de flexión-extensión con el nuevo sistema.

En la Figura 81 se hace una comparación del sistema anterior con el actual, mismo que posee mayor cantidad de piezas y que se encuentran construidas en un material más resistente como es el bronce.

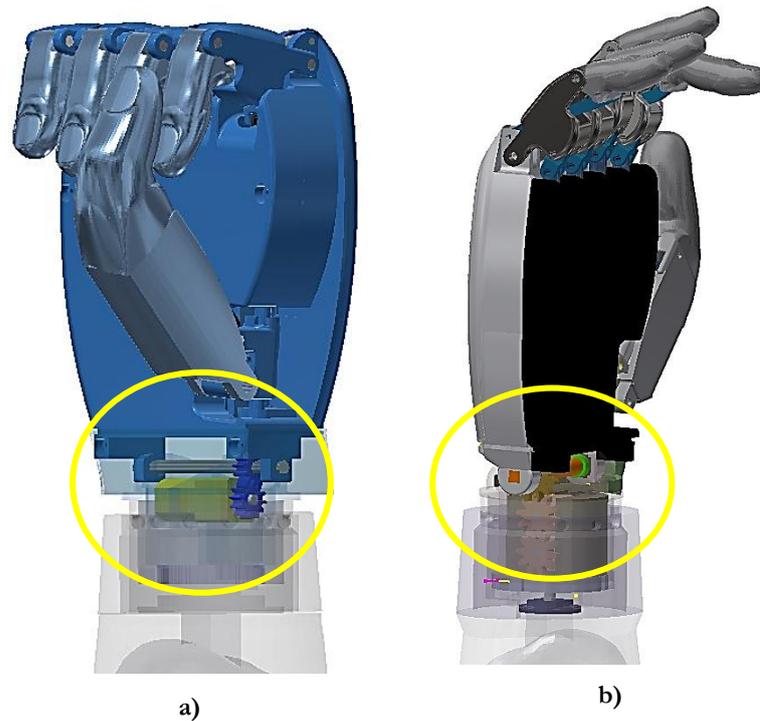


Figura 81. Sistema de transmisión anterior vs. Sistema actual.

Al sistema de piñones anteriores se agregó una rueda dentada extra que como se detalla a continuación por la relación de número de dientes proporciona una mejora del 220% en el torque con respecto al sistema anterior.

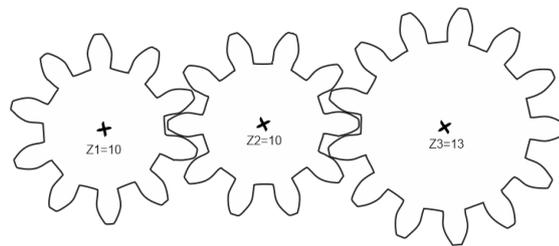


Figura 82. Disposición de las ruedas dentadas.

Relación de transmisión:

$$\tau = \frac{Z2}{Z3} = \frac{10}{13} \quad (4)$$

Anteriormente teníamos únicamente un actuador y la relación de engranes era de 1, en el diseño actual hay dos actuadores por lo que al conectarlos con los engranes se suma el torque de los dos motores, el engrane de salida tendría torque de los actuadores multiplicado por la relación de transmisión inversa lo que da la siguiente mejora.

$$T1 + T2 = T \text{ entrada} \quad (5)$$

Si $T1=T2$ dado que son los mismos actuadores.

$$T_{entrada} = 2 * (\text{torque del motorreductor}) \quad (6)$$

Para calcular el torque de salida tenemos la siguiente formula.

$$2 * (\text{torque motorreductor}) * \frac{13}{10} = 2.6 \text{ veces el torque de un motorreductor}$$

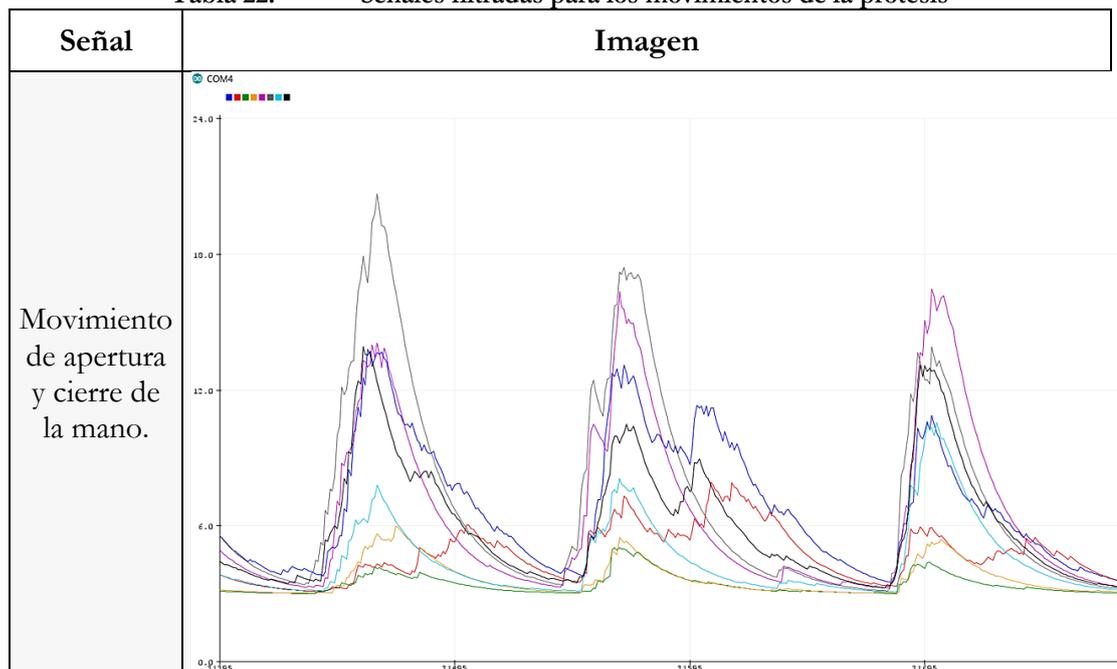
El resultado es que se aumenta un 260% el torque del sistema anterior, la eficiencia depende del desgaste y la tolerancia de los engranes.

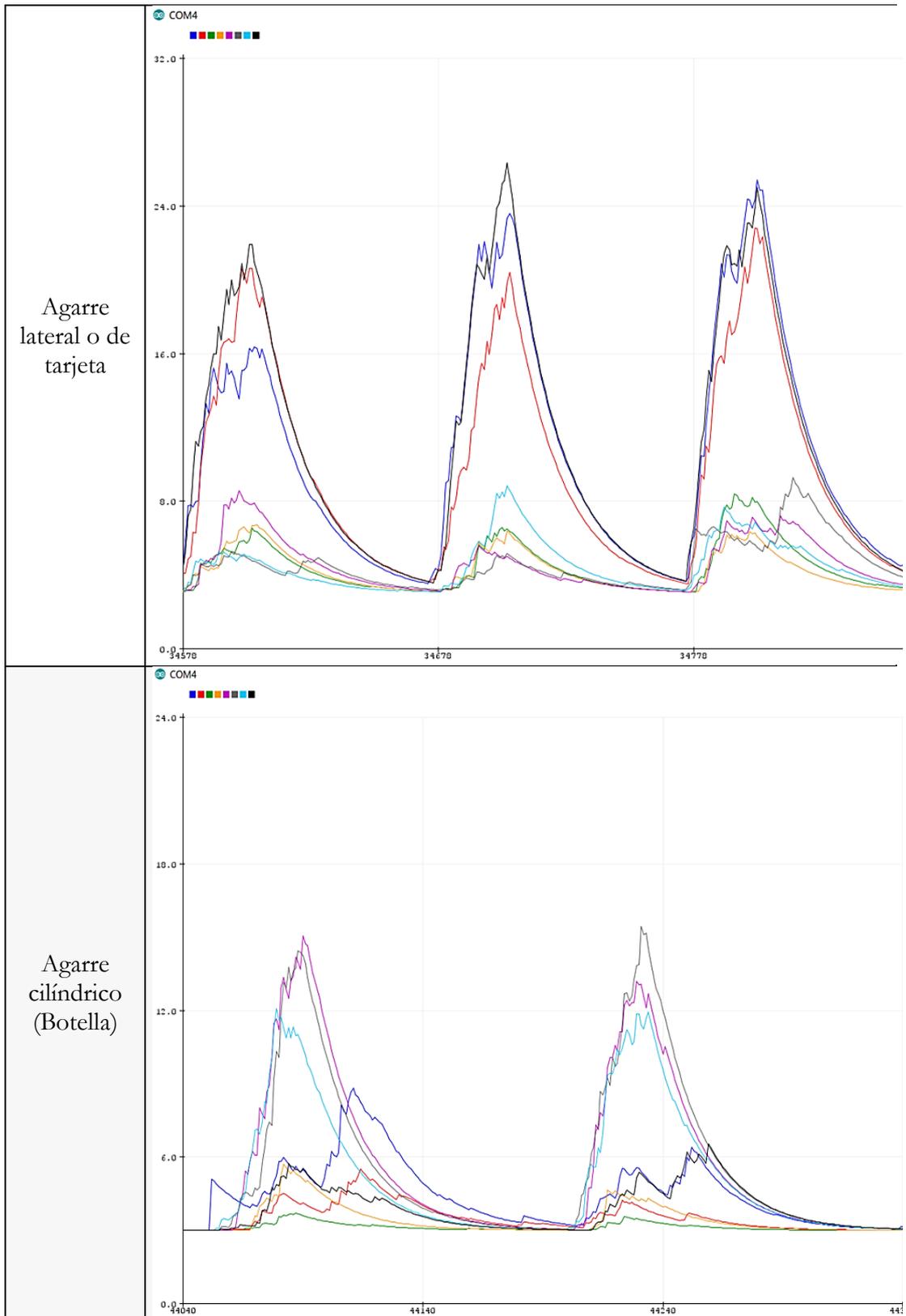
6.2. Filtrado de señales

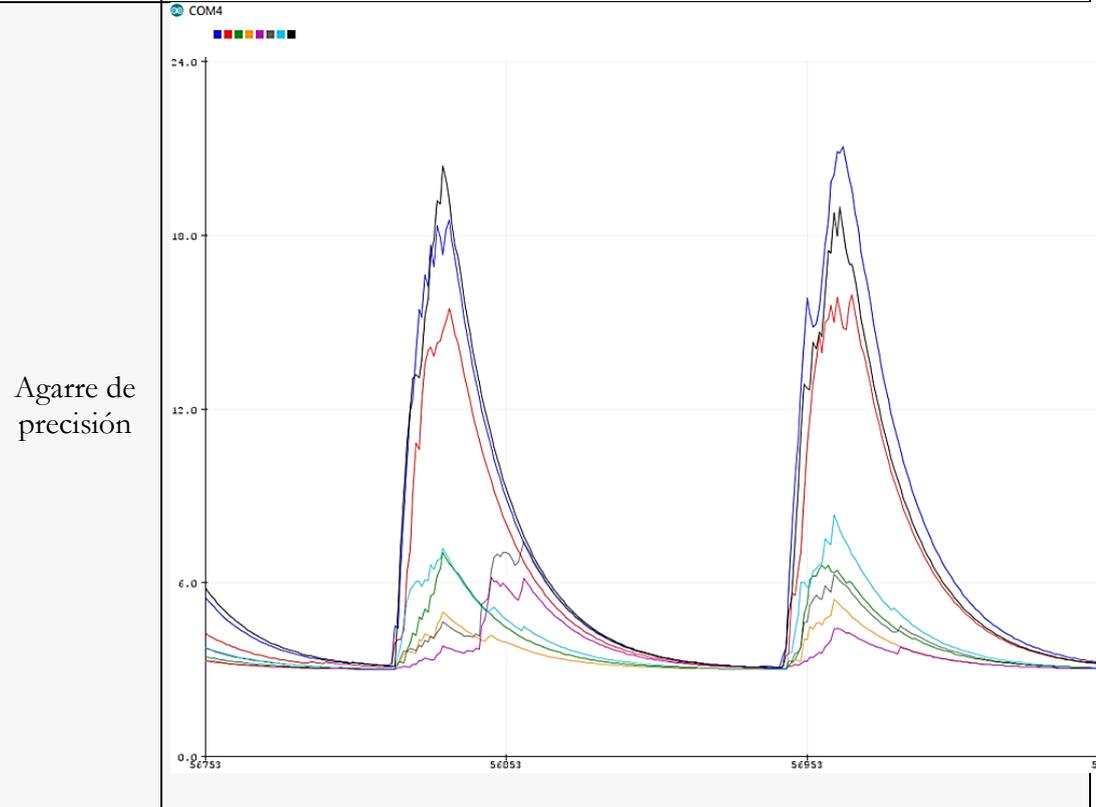
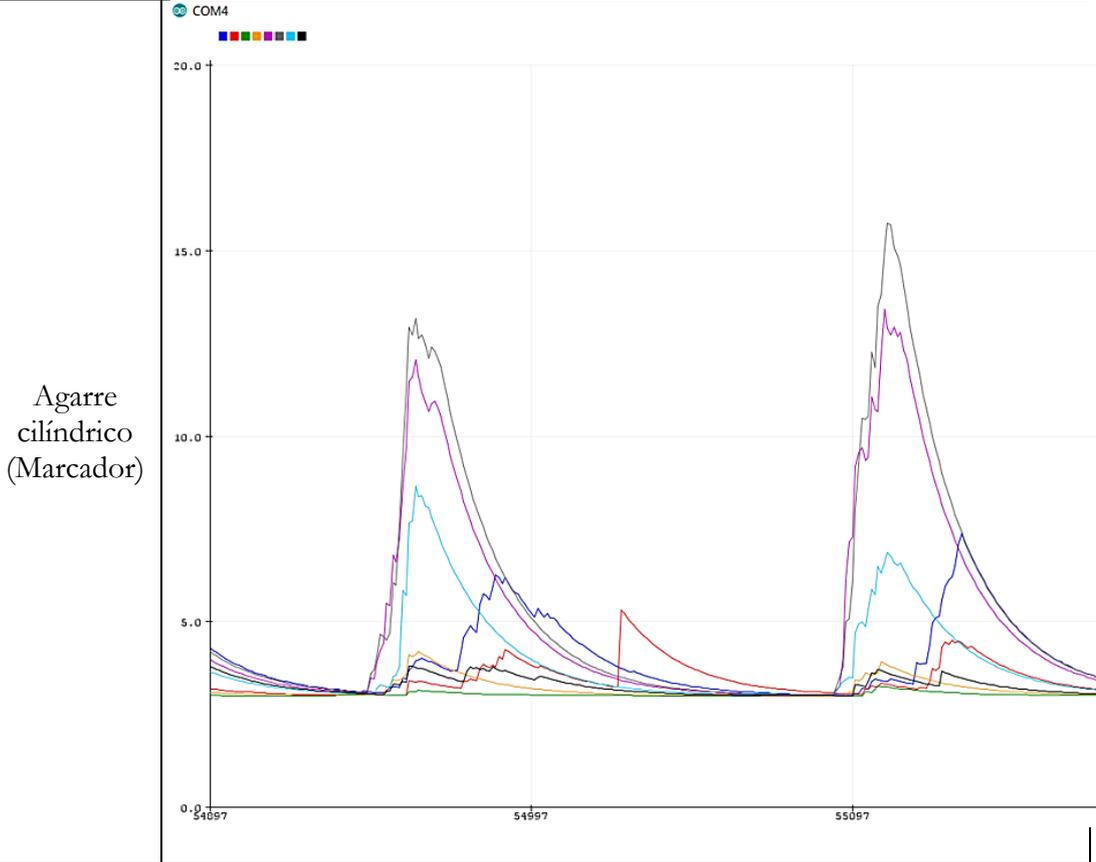
Las señales adquiridas con el brazalette no son señales EMG puras, esto debido a que, al momento de la toma de señales, en ella se introduce corrientes parásitas; después de realizar la toma de valores de la señal, del antebrazo del paciente para cada uno de los movimientos predeterminados y tomando en cuenta que las especificaciones del brazalette Myo comprenden una etapa de pre-amplificación y filtrado a la cual no se tiene acceso por política del fabricante, se trabaja con los valores obtenidos y se implementa un algoritmo para filtrado digital, para que una vez que las señales registradas lleguen al microcontrolador y se aplique a estas un filtro de media móvil exponencial ajustado a la señal.

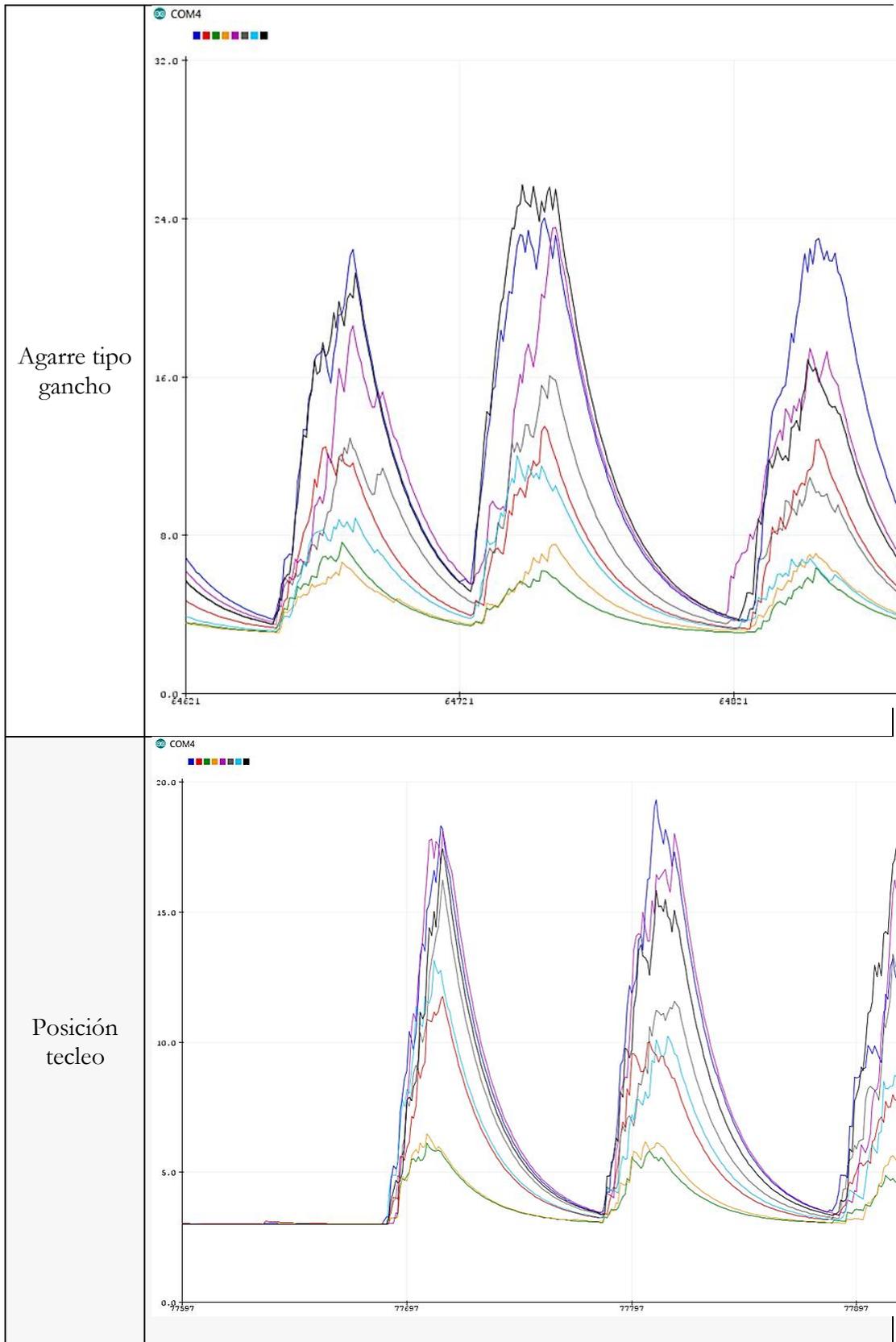
Las señales para cada uno de los movimientos luego de la etapa de filtrado digital se muestran en la Tabla 22.

Tabla 22. Señales filtradas para los movimientos de la prótesis









A las amplitudes mostradas en la tabla anterior se le hace un filtrado digital para poder tener una señal más clara, siendo el valor original expresado en mV.

La operación realizada es la siguiente:

$$A = (\alpha * |Ao|) + ((1 - \alpha) * |Ao|) \quad (7)$$

Dónde: A =amplitud mostrada una vez que se a aplicado el filtro de la media móvil exponencial.

α =Factor de suavizado de la señal.

Ao =Amplitud original de la señal expresada en mili-voltios.

6.3.Pruebas de campo

Las pruebas se realizan con el usuario de la prótesis, persona con amputación a nivel de antebrazo con la que se ha trabajado desde las etapas iniciales del diseño.

Al tomar las señales generadas en una posición (por ejemplo, el movimiento de la mano hacia la izquierda), se identifican señales generadas por algunos músculos, adecuadas para la programación de un movimiento en la prótesis, sin embargo, después de retirar el brazalete del antebrazo y colocarlo nuevamente, el paciente no es capaz de repetir la condición anterior y no se logra activar los mismos músculos para el movimiento.

Se propone que el usuario mediante el control de su mente intente replicar uno de los movimientos de agarre que están predeterminados para la prótesis, pero las señales no responden a los movimientos, esto debido a la perdida de funciones que sufrió el antebrazo del usuario a partir de su lesión; por ello se plantea que el paciente realice un movimiento con el muñón (por ejemplo, puño) mismo que genera una señal con una amplitud adecuada y que mediante la programación se logre con ella ejecutar un agarre en la prótesis. Los movimientos planteados con la respectiva asignación a los siete tipos de agarre que genera la prótesis se muestra en la Tabla 23.

Tabla 23. Movimientos ejecutados en la prótesis.

Movimiento planteado	Agarre logrado
Puño	Agarre cilíndrico (botella)
Palma hacia la derecha	Agarre de punta o de precisión
Palma hacia la izquierda	Agarre lateral o de tarjeta
Flexión de los dedos medio y anular	Posición de tecleo
Flexión y extensión de puño	Agarre cilíndrico (marcador)
Flexión y extensión de pulgar y meñique	Agarre tipo gancho
Pulgar hacia arriba	Pronación-supinación

A continuación, se muestran a detalle cada uno de los movimientos ejecutados con las señales del paciente.

6.3.1. Agarre cilíndrico (botella)

Este tipo de movimiento se logra cuando todos los dedos, se flexionan (cierran), con el fin de producir un agarre cilíndrico con diámetro grande (Figura 83).



Figura 83. Movimiento de agarre cilíndrico (botella).

6.3.2. Agarre de punta

El movimiento de agarre de punta o de precisión, se ejecuta cuando los dedos anular e índice se juntan, (Figura 84)



Figura 84. Movimiento de agarre de punta.

6.3.3. Agarre lateral o de tarjeta

El agarre lateral se ejecuta cuando los dedos, índice, medio, anular y meñique se flexionan y el dedo pulgar manteniendo su posición cero se flexiona un 70% del recorrido, cerrando el dedo hacia adelante (Figura 85). Se debe tener en cuenta que el recorrido del actuador del dedo pulgar parte desde -20 hasta 60%.



Figura 85. Movimiento de agarre lateral o de tarjeta.

6.3.4. Posición de tecleo

Este movimiento se logra cuando el vástago del actuador lineal del dedo índice se extiende aproximadamente un 80% del total del recorrido del actuador lineal (Figura 86).



Figura 86. Movimiento para la posición de tecleo

6.3.5. Agarre cilíndrico (marcador)

Este movimiento se logra con la flexión del dedo índice y el cambio de posición del dedo pulgar (Figura 87). La flexión del actuador lineal que corresponde al dedo pulgar es de aproximadamente 30% y la del dedo índice del 85% del total de recorrido del actuador.



Figura 87. Movimiento de agarre cilíndrico (marcador)

6.3.6. Agarre tipo gancho

Este movimiento se ejecuta cuando todos los dedos de la prótesis, incluyendo el cambio manual de la posición del dedo pulgar se flexionan (Figura 88).



Figura 88. Movimiento de agarre tipo gancho.

6.3.7. Pronación-supinación

Este movimiento otorga un giro de 180 grados a la prótesis de mano con todo su conjunto de dedos, en sentido horario y anti-horario respectivamente. Este movimiento se genera cuando el micromotor vertical colocado en la prótesis de mano con su respectivo piñón se conmuta dentro de la rueda dentada interna situada en el socket.



Figura 89. Movimiento de pronación-supinación del sistema de muñeca

En algunas ocasiones los movimientos observados se consiguen replicar y en otras ocasiones no se alcanza a activar los mismos músculos, por ello se necesita un entrenamiento grande del usuario de tal manera que pueda alcanzar una buena repetibilidad de las señales y así dominar la prótesis de manera correcta.

6.4. Costos

El precio comercial de los componentes de la prótesis construida en polímero y resina fotopolimérica, sin considerar los circuitos, ni elementos electrónicos y mecánicos, alcanza un precio de USD 455.00 y el prototipo del circuito de control con todos los componentes SMD, tarjetas microcontroladoras y el resto de elementos mecánicos y electrónicos tiene un costo de USD 1002.35.

En la Tabla 24 se colocan los costos de los elementos que conforman el prototipo de la prótesis de mano con el controlador EMG incorporado.

Tabla 24. Costo de los materiales y de la manufactura de la prótesis de mano.

ELEMENTOS	CANTIDAD	PRECIO UNITARIO (\$)	PRECIO TOTAL (\$)
Arduinos	2	6,00	12,00
Placas de circuito impreso	2	12,00	24,00
Actuadores PQ-12	5	65,00	325,00
Micromotores	3	22,95	68,85
Módulo bluetooth HM-11	1	4,00	4,00
Driver L293DD SMD	4	3,25	13,00
Diodos NPN	15	0,20	3,00
Brazaletes Myo	1	350,00	350,00
Cables, potenciómetro, peinetas.	1	20,00	15,00
Batería	1	12,50	12,50
Elevador de voltaje	2	15,00	30,00
Ejes de aluminio	2	10,00	20,00
Impresión 3D	130	3,50	455,00
Eje, piñones y bujes	1	120,00	120,00
TOTAL			1457,35

Se obtiene que el costo de los elementos y la construcción de la prótesis es de USD 1457.35, sin embargo, hay que sumar a ese monto el costo de ingeniería, obteniendo un costo total de USD 2500,00 aproximadamente; este valor comparado con las prótesis CyberHand, Michelangelo, VariPlus Speed y entre otras, representa un costo bastante reducido.

6.5. Consumo energético

A partir del consumo de 1,31A calculado en el apartado de parámetros de diseño para el ancho de pista, se calcula la potencia y luego el tiempo de funcionamiento de la prótesis. La potencia de la batería se calcula a partir de la siguiente fórmula:

$$I = \frac{P \text{ (watt)}}{V \text{ (tensión)}} \quad (8)$$

$$P = I \cdot V$$

$$P = (1,31A)(3,7V)$$

$$P = 4,847W$$

Teniendo la potencia de la batería, con la siguiente fórmula calculamos la cantidad de horas de funcionamiento de la prótesis, con su batería cargada hasta su capacidad máxima.

$$H = \frac{W_b}{W_c} \quad (9)$$

Donde:

$W_b = V_b(I_b)$ → voltaje de la batería por corriente de la batería

$W_c = V_b(I_c)$ → voltaje de la batería por corriente consumida

H → horas de funcionamiento de la batería

$$3,7V(2) = 7,4W$$

$$H = \frac{7,4W}{4,847W}$$

$$H = 1,5267 \text{ horas}$$

La cantidad de horas de funcionamiento continuo que va a tener la prótesis es de 1 hora con 53 minutos, esto con los motores están encendidos de manera permanente, sin embargo, hay que tener claro que la prótesis no funciona constantemente, esto implica que los movimientos que se genera son intermitentes (discontinuos), tomando en consideración ese aspecto la prótesis puede alcanzar entre 6 a 8 horas de autonomía.

7. CONCLUSIONES

El nuevo sistema mecánico conformado por el eje, piñones, el cubo con ranura cuadrada y los bujes, garantiza que el movimiento de flexión-extensión de la palma de la mano con los componentes mecánicos y electrónicos se desarrolle con facilidad, eliminando la caída brusca que se presentaba con el sistema anterior.

El dispositivo Myo es una herramienta útil para la adquisición de señales mioeléctricas, permite el desarrollo de controladores sin un alto grado de acondicionamiento de las señales y gracias a sus ocho sensores permite desarrollar métodos de identificación con técnicas basadas en amplitud y frecuencia; esta técnica no invasiva nos permite analizar simultáneamente distintos músculos y en distintas partes de los miembros superiores del paciente.

El controlador desarrollado presenta buena flexibilidad, ya que las señales se pueden ajustar a las condiciones específicas del usuario al que se destine la prótesis, además la programación al ser de código libre, permite cambiar los diferentes tipos de movimientos en la prótesis dependiendo de las necesidades del usuario.

La integración de los elementos electrónicos de control en la prótesis permite brindar un beneficio considerable al usuario, reduciendo los problemas por molestos cables que pueden cruzar por fuera de la prótesis y que provoquen la desconexión o daño de alguna parte del controlador.

El sistema de control garantiza la posición adecuada de los actuadores mediante la señal de entrada tomada a partir del brazalete Myo, logrando obtener todos los movimientos predeterminados para esta versión de prótesis de manera suave y precisa, sin embargo, el entrenamiento continuo del usuario es de suma importancia para lograr la repetibilidad de los movimientos con las condiciones ideales requeridas para el control efectivo de la prótesis.

La adquisición y clasificación de señales es una de las etapas más crítica, debido a que muchos factores como el ruido exterior, fuentes de alimentación externa, el inadecuado contacto de los electrodos con la piel, pueden influir en la captura de señales, por eso es importante que se ubique al usuario en un lugar cómodo para que la señal EMG no genere inconvenientes a la hora de realizar el filtrado y procesamiento.

Con el desarrollo de la prótesis biomecánica controlada por señales EMG se obtiene un prototipo totalmente funcional con siete tipos de movimientos acorde a las

necesidades del usuario y con un costo-beneficio muy importante con respecto a otras prótesis comerciales existentes en el mercado; por ello se pretende, que a partir de este trabajo se genere un producto de prótesis funcional, de bajo costo y con características antropométricas y dimensiones cercanas a la de una mano humana, de manera que esta brinde los requerimientos adecuados al usuario para mejorar su calidad de vida.

8. RECOMENDACIONES

La prótesis construida con los métodos de impresión 3D por SLA y FDM es adecuada, ya que nos brinda piezas funcionales y con un material capaz de soportar cargas máximas, sin embargo, es recomendable que la prótesis no se encuentre sometida a altas temperaturas, ya que se podría degradar el material o incluso provocar un daño en la parte electrónica, como es la batería y el controlador.

El mantenimiento preventivo de la prótesis es muy importante para conservar su vida útil, por ello, es recomendable realizar un mantenimiento durante cierto periodo de funcionamiento, para corregir algún daño y evitar problemas mayores que provoquen la nulidad del mecanismo o sistema de control.

Se debe tener en cuenta que hay diversas variables que pueden influir a la hora de adquirir las señales mioeléctricas, por ello es recomendable realizar una preparación previa de la piel; se recomienda retirar la mayor cantidad de vello posible para lograr una adhesión directa del electrodo, además se debe limpiar la piel con un gel abrasivo suave o alcohol con la finalidad de eliminar células muertas, que en muchos casos incrementan la impedancia de la misma, empeorando la calidad de la señal.

En la fase de adaptación y pruebas se recomienda realizar el seguimiento semanal para analizar las modificaciones que pueden sufrir algunas señales, de manera que se pueda modificar la programación y lograr que los movimientos se cumplan satisfactoriamente.

Se debe buscar y analizar otros tipos de materiales que eliminen el desgaste de la pieza que soporta los micromotores, debido a que no resiste los esfuerzos cortantes del torque que genera los motores sobre el eje; de la misma manera para los extremos del dorso en donde se inserta el eje, el material de resina puede sufrir una rotura si se realiza un esfuerzo tosco.

El circuito electrónico puede mejorarse utilizando otros dispositivos electrónicos como los FPGA (Fiel-Programmable Gate Array) que sean capaces de procesar las 8 señales de

manera paralela, ya que el modelo actual lo realiza de manera secuencial, afectando los tiempos de respuesta.

9. TRABAJOS FUTUROS

Como trabajo futuro, se propone optimizar el controlador electromiográfico para disminuir el error en la señal, y colocar una batería adicional a la prótesis para aumentar su autonomía; además el desarrollo de un nuevo sistema de control mediante electrodos superficiales que permita evaluar los pros y contras del sistema con los sensores de grado médico del brazalete Myo utilizados en este estudio.

Es necesario modelar un nuevo sistema para el movimiento del dedo pulgar, de manera que reemplace su posicionamiento manual por uno automático que dependa del tipo de movimiento a ejecutar.

Debido a que el brazalete Myo dejó de ser comercial, se podría crear un dispositivo que adquiriera y envíe las señales de manera inalámbrica, dando sostenibilidad al prototipo en el tiempo.

10. REFERENCIAS

- [1] C. W. GOFF, "Comparative Anthropology of Man's Hand," *Clinical Orthopedics*, no. 13, 1959.
- [2] B. Gámez, F. Cabrera, J. Cabrera, y C. Flores, «Diseño de una prótesis biomecánica para niños», abril 2016, vol. 23, pp. 58-66, 2016.
- [3] J. L. Brito, M. X. Quinde, D. Cusco, y J. Calle, «Estudio del Estado del Arte de las Prótesis de Mano», vol. 9, p. 8, jun-2013.
- [4] R. F. Álvarez, S. C. Anzorandía y E.H. Medina. "Desarrollo histórico y fundamentos teóricos de la electromiografía como medio diagnóstico". *Medicina Militar Mag* v.35 n.4, Ciudad de la Habana oct.-dic. 2006.
- [5] C. Hernández, "Frecuencia y causas de amputación en pacientes atendidos en la dirección de atención a la discapacidad, por el programa de apoyo de ayudas funcionales del DIF Estado de México, 2011-2012, Estado de México, 2013"
- [6] CONADIS, Personas con discapacidad registradas, Ecuador, 2018 [Online], Available: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>
- [7] J. L. Brito Guaricela, J. D. Cuzco Patiño, y M. X. Quinde Abril, «"Diseño, construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha,"», Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, 2013.
- [8] J. Brito, M. Quinde, y J. Cuzco, «Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha», Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador, 2013.
- [9] G. Encalada, "Análisis cinemático y cinético de los mecanismos para una prótesis biomecánica de mano y construcción de un prototipo utilizando el proceso de estereolitografía", tesis, Universidad Politécnica Salesiana, Ecuador, 2018.
- [10] Cifuentes L. Generalidades sobre amputaciones y prótesis. En: Cifuentes L. *Órtesis, Prótesis y ayudas técnicas para discapacitados*. Quito, Ecuador: PH Ediciones; 2012. P. 203-32.
- [11] P. Richard F, ff. Weir, "Design of artificial arms and hands for prosthetic applications," in *Standard handbook of biomedical engineering and design*. Chicago, Illinois: Digital Engineering Library McGraw-Hill, 2004, ch. 32.
- [12] C. A. Silva Castellanos, J. E. Muñoz Riaño, D. A. Garzón Alvarado, N. S. Landínez Parra, and O. Silva Caicedo, "Diseño mecánico y cosmético de una prótesis parcial de mano," *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, no. 1, p. 25, Jan./Mar. 2011.
- [13] P. Darío and S. Micera," A consortium Project for enhanced control of powered artificial hands based on direct neural interfaces", *Neural prosthesis workshop*, 2002.
- [14] Ponte Ryuurui, "Fotografía de mano CyberHand ," Jun-2016. [Online]. Available: <https://fineartamerica.com/featured/cyber-hand-ponte-ryuurui.html>. [Accessed: 21-May-2020].

- [15] C. A. Quinayés Burgos, “Diseño y construcción de una prótesis robotica de mano funcional adaptada a varios agarres,” Tesis de Maestría, Universidad del Cauca, Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones, Popayan, Colombia, 2010.
- [16] P. Dario, M. Chiara Carrozza, E. Guglielmelli, C. Laschi, A. Menciassi, S. Micera, and F. Vecchi, “Robotics as a future and emerging technology: biomimetics, cybernetics, and neuro-robotics in european projects,” *IEEE Robotics and Autom*
- [17] M. A. Pérez Romero, “Análisis cinemático e implementación de una mano robótica servo-articulada aplicable como prótesis,” Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica con especialidad en Diseño Mecánico, Instituto Politécnico Nacional, Julio 2011. [Online]. Available: <http://www.biblio-sepi.esimez.ipn.mx/mecanica/2011/Analisis>
- [18] J.L. Brito, X.Q. Marlon, D. Cusco. y J.I. Calle, “Estudio del estado del arte de las prótesis de mano”, *Ingenius*, vol. 9, pp. 57-64, 2013.
- [19] “Prótesis de mano Michelangelo | Ottobock ES.” [Online]. Available: <https://www.ottobock.es/protetica/miembro-superior/sistemas-de-brazo-y-mano/axon-bus-con-mano-michelangelo/>. [Accessed: 21-May-2020].
- [20] I. Huitzil, J.O. Pájaro, y I.D. Ramírez, “Test of a Myo ArmBand”, *Revista de Ciencias Ambientales y Recursos Naturales*, vol. 3 no.10, pp. 48-56, 2017.
- [21] L. Giuseppe, “The study of the electromyographic signal for the control of a prosthetic hand,” Master’s Degree in Computer Science Engineering Department of Electronics and Computer Science Engineering, Politecnico di Milano, 2009-2010. [Online]. Available: <https://www.politesi.polimi.it/bitstream/10589/2282/1/201007Lisi.pdf>
- [22] “Greifer MyoHand VariPlus Speed | Ottobock ES.” [Online]. Available: <https://www.ottobock.es/protetica/miembro-superior/sistemas-de-brazo-y-mano/myohand-variplus-speed/>. [Accessed: 21-May-2020].
- [23] P. Richard F, ff. Weir, “Design of artificial arms and hands for prosthetic applications,” in *Standard handbook of biomedical engineering and design*. Chicago, Illinois: Digital Engineering Library McGraw-Hill, 2004, ch. 32.
- [24] H. Barouti, M. Agnello, and P. Volckmann, “Amputaciones del miembro superior,” *Enciclopedia Médico Quirúrgica*, p. 10, 1998. [Online]. Available: http://www.discapacidadonline.com/wp-content/uploads/2011/05/manual.amputado_miembro.superior.pdf
- [25] “The Flexy Hand and Flexy Hand 2 – Enabling The Future.” [Online]. Available: <https://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/the-flexy-hand/>. [Accessed: 21-May-2020].
- [26] Gyrobot, “Flexy-Hand 2 - Thingiverse,” 2014. [Online]. Available: <https://www.thingiverse.com/thing:380665>. [Accessed: 21-May-2020].
- [27] R. A. Cedeño, “Diseño de un Sistema de control de movimientos de agarre para una prótesis de mano robótica con brazaletes Myo”
- [28] J. Brazeiro, S. Petraccia, M. Valdés., “Mano controlada por señales musculares”.

Tesis, Universidad de la Republica, Montevideo, Uruguay, 2015.

- [29] E. Haro y C. Román, «Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica para desarticulación de muñeca», Universidad de las Fuerzas Armadas, Sangolqui, 2017.
- [30] J. Brito, J. Cuzco, y M. Quinde, «Diseño, construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha», Universidad Politécnica Salesiana, Ecuador, 2013.
- [31] PLA vs ABS: comparación de filamentos para impresión 3D | All3DP. [Online]. Available: <https://all3dp.com/es/filamento-abs-filamento-pla-comparacion-impresion-3d/>. [Accessed: 22-Jul-2019].
- [32] J. Vargas, L. Yunga, L. Cajamarca, J. Matute. “Diseño, construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha. (segunda fase)”, Tesis, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador, 2015.
- [33] G. Encalada, “Análisis cinemático y cinético de los mecanismos para una prótesis biomecánica de mano y construcción de un prototipo utilizando el proceso de estereolitografía”, Tesis, Universidad Politécnica Salesiana, Ecuador, 2018.
- [34] R. Norton. “Diseño de Maquinaria”, 4ta Edición. McGraw Hill/Educación, 2009.
- [35] E. Aguirre y D. Cevallos, «Diseño mecánico estructural de un exoesqueleto orientado a la rehabilitación de extremidades inferiores de paciente masculinos de edad productiva en la ciudad de Riobamba», Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Riobamba, Ecuador, 2017.
- [36] Meneses, Alexis. DALCAME, Grupo de Investigación Biomédica. [En línea] [Citado el: 2 de abril de 2014.] <http://www.dalcame.com/emg.html#.U0mhxIV5Nps>.
- [37] R.S., Khandpur. "Biomedical instrumentations. Technology and applications". s.l.: Mc Graw-Hill.
- [38] Varela Benítez, J., Rivera Delgado, J., Espina Hernández, J., & De la Rosa Vásquez, J., “Electrodo Capacitivo de Alta Sensibilidad para la Detección de Biopotenciales Eléctricos”. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, pp: 131-142, 2015.
- [39] Cabrera Ávila, E., & Montes Fernández, E., “Obtención y análisis de señales electromiográficas de las articulaciones tibiofemoral y femorrotuliana aplicada a la detección y rehabilitación de problemas musculares en el movimiento de la rodilla”. Cuenca: Universidad Politécnica Salesiana. 2012.
- [40] J. P. Oyanedel, “Thalamic Labs MYO: Un brazalete para controlar gadgets a través del movimiento,” 2013. [Online]. Available: <https://www.fayerwayer.com/2013/02/thalamic-labs-myo-un-brazalete-para-controlar-gadgets-a-traves-del-movimiento/>. [Accessed: 18-Nov-2019].
- [41] D. Arias, F. Barreto, “Sistema de conexión inalámbrico entre un brazalete Myo y una prótesis de miembro superior por medio de Bluetooth de baja energía”, Trabajo de grado, Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Bogotá-Colombia, 2018.

- [42] Myo-Thalnic. [En línea] [Citado el: 07 de junio de 2019.] <http://developer.thalnic.com/>.
- [43] M. Sathiyarayanan and S. Rajan. Myo armband for physiotherapy healthcare: A case study using gesture recognition application. In 2016 8th International Conference on Communication Systems and Networks (COMSNETS), pages 1–6, Jan 2016.
- [44] “El control por gestos ya es una realidad gracias a Myo -.” [Online]. Available: <http://proyectogadget.com/control-gestos-myo/>. [Accessed: 25-May-2019].
- [45] M. T. Roberto Sosa Cruz Co-asesor and M. T. Jesús Arturo Velarde, “Control de Robots Manipuladores con Señales Mioeléctricas,” Querétaro. 2015.
- [46] J. G. Izurieta, “Sistema de adquisición de señales EMG (electromiográficas) para detectar miopatías en deportistas de alto rendimiento”, Proyecto de Investigación, Ambato-Ecuador, 2018.
- [47] Study on Virtual Control of a Robotic Arm via Myo Armband for Self-Manipulation of a Hand Amputee. Ho-Shun Shin, Kang-Hee and Asilbek Ganiev. Seoul, Republic of Korea: s.n., 2016.
- [48] Tecnomedicina, “Que son los electrodos médicos” [Online]. Available: <https://www.tecnomedicina.mx/que-son-los-electrodos-medicos/>. [Accessed: 26-May-2020].
- [49] “biologicblog: Tecnología al servicio de la detección.” [Online]. Available: <http://biologiablog-biologicblog.blogspot.com/2010/12/tecnologia-al-servicio-de-la-deteccion.html>. [Accessed: 26-May-2020].
- [50] Rash, GS & Quesada, P. “Electromyography fundamentals”. 2003. Disponible en: <https://people.stfx.ca/smackenz/Courses/HK474/Labs/EMG%20Lab/EMGfundamentals.pdf>
- [51] Cifuentes González, I. “Diseño y Construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas”. Mérida: Universidad Autónoma de Yucatán. 2010.
- [52] Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. Carlo J. De Luca, L. Donald Gilmore, Mikhail Kuznetsov, Serge H. Roy, NeuroMuscular Research Center. Boston M. USA: s.n., 2010.
- [53] The ABC of EMG, A practical Introduction to Kinesiological Electrography. Konrad, Peter, Noraxon INC. United States of America: s.n., 2007.
- [54] “Impresora 3D Formlabs Form 2: Encuentre los mejores precios en 3Dnatives | 3Dnatives.” [Online]. Available: <https://www.3dnatives.com/es/3D-compare/imprimante/formlabs-form-2>. [Accessed: 17-Jun-2019].
- [55] “RAISE3D PRO 2 PLUS.” [Online]. Available: <https://fervi3d.com/raise3d/748-raise3d-pro-2-plus.html>. [Accessed: 17-Jan-2020].
- [56] “Form Cure: ajustes de tiempo y temperatura.” [Online]. Available: <https://support.formlabs.com/s/article/Form-Cure-Time-and-Temperature-Settings?language=es>. [Accessed: 15-Aug-2019].

- [57] «Arduino Pro Mini Características, Especificaciones», Proyecto Arduino, ago. 23, 2018. <https://proyectoarduino.com/arduino-pro-mini/> (accedido jul. 06, 2020).
- [58] «ARDUINO NANO - Master Electronicos». /product/model/AR-NANO (accedido jul. 05, 2020).
- [59] “GitHub - RedBearLab/CCLoader: Burn BLE Mini (CC2540) firmware using Blend Micro board.” [Online]. Available: <https://github.com/RedBearLab/CCLoader>. [Accessed: 30-Jul-2019].
- [60] V. Roland, “MyoBridge/MyoBridge_CC2541.bin at master · vroland/MyoBridge · GitHub.” [Online]. Available: https://github.com/vroland/MyoBridge/blob/master/myobridge_firmware/Bin/MyoBridge_CC2541.bin. [Accessed: 11-Mar-2020].
- [61] “Smallest Linear Actuator with Feedback - Actuonix PQ12-P”, www.actuonix.com. [Online]. Available: <https://www.actuonix.com/Actuonix-PQ-12-P-Linear-Actuator-p/pq12-p.htm>. [Accessed: 24-Feb-2020].
- [62] «DRIVER L293D (SMD)», Ja-bots todo lo que necesites en robótica de competencia. <https://ja-bots.com/producto/l293d-smd/> (accedido jul. 05, 2020).
- [63] «Pololu - 1000:1 Micro Metal Gearmotor LP 6V». <https://www.pololu.com/product/1596> (accedido jul. 13, 2020).
- [64] “PTC10LV10-103A2020 Amphenol Piher | Mouser Ecuador.” [Online]. Available: <https://www.mouser.ec/ProductDetail/Amphenol-Piher/PTC10LV10-103A2020?qs=sGAEpiMZZMvygUB3GLcD7k31RZ0SQRcpf6HqkXQKYgE%3D>. [Accessed: 20-May-2020].
- [65] BricoGeek, “Batería Litio 1200mAh, 3.7V 603450 | BricoGeek.com.” [Online]. Available: <https://tienda.bricogeek.com/home/1135-bateria-lipo-1200mah-37v.html>. [Accessed: 11-Mar-2020].
- [66] Pololu “Pololu - Adjustable Boost Regulator 2.5-9.5V” [Online]. Available: <https://www.pololu.com/product/791> [Accessed: 03-Mar-2015].
- [67] V. Roland, “MyoIMUGestureController/src at master · vroland/MyoIMUGestureController · GitHub.” [Online]. Available: <https://github.com/vroland/MyoIMUGestureController/tree/master/src>. [Accessed: 12-Mar-2020].
- [68] Hubor, “Algoritmo para calcular el ancho de una pista de una PCB.” [Online]. Available: <http://www.hubor-proteus.com/recursos/trucos-sobre-proteus/218-algoritmo-para-calcular-el-ancho-de-una-pista-de-una-pcb.html>. [Accessed: 19-May-2020].
- [69] Digi-Key Electronics, “Calculadora de ancho de traza de PCB.” [Online]. Available: <https://www.digikey.com/es/resources/conversion-calculators/conversion-calculator-pcb-trace-width>. [Accessed: 16-May-2020].
- [70] Formlabs, “Compare Formlabs SLA 3D Printers Especificaciones técnicas”, 2018. [Online]. Available: <https://formlabs.com/3d-printers/form-3/tech-specs/#data-sheets>. [Accessed: 15-Aug-2019].

- [71] “Form 2 – Especificaciones Técnicas – SolidPerfil3D.” [Online]. Available: <https://solidperfil3d.com/es/form-2-especificaciones-tecnicas/>. [Accessed: 15-Aug-2019].
- [72] “Precise | Middle East Exclusive Distributor, Dubai, UAE - Raise3D.” [Online]. Available: <http://www.precise-distribution.com/brands/raise3d>. [Accessed: 11-Mar-2020].
- [73] Formlabs, “FORMLABS CUSTOMER SUPPORT GUIDES Post-Curing with Form Cure.” [Online], April 2012, pp. 1 Available: <https://s3.amazonaws.com/servicecloudassets.formlabs.com/media/Finishing/Post-Curing/115001414464-Form%20Cure%20Time%20and%20Temperature%20Settings/FormCurePost-CureSettings.pdf>
- [74] «Pololu - 1000:1 Micro Metal Gearmotor LP 6V». <https://www.pololu.com/product/1596/specs> (accedido jul. 14, 2020).

ANEXOS

ANEXO I – Propiedades de la resina Tough V5 [70].

Material Properties Data

	METRIC ¹		IMPERIAL ¹		METHOD
	Green ²	Post-Cured ²	Green ²	Post-Cured ²	
Mechanical Properties					
Ultimate Tensile Strength	34.7 MPa	55.7 MPa	5040 psi	8080 psi	ASTM D 638-14
Tensile Modulus	1.7 GPa	2.7 GPa	239 ksi	387 ksi	ASTM D 638-14
Elongation at Break	42 %	24 %	42 %	24 %	ASTM D 638-14
Flexural Strength at 5% Strain	20.8 MPa	60.6 MPa	3020 psi	8790 psi	ASTM D 790-15
Flexural Modulus	0.6 GPa	1.6 GPa	90.3 ksi	241 ksi	ASTM D 790-15
Notched IZOD	32.6 J/m	38 J/m	0.61 ft-lbf/in	0.71 ft-lbf/in	ASTM D256-10
Thermal Properties					
Heat Deflection Temp. @ 1.8 MPa	32.8 °C	45.9 °C	91.1 °F	114.6 °F	ASTM D 648-16
Heat Deflection Temp. @ 0.45 MPa	40.4 °C	48.5 °C	104.7 °F	119.3 °F	ASTM D 648-16
Thermal Expansion (23 – 50 °C)	159.7 µm/m/°C	119.4 µm/m/°C	88.7 µin/in/°F	66.3 µin/in/°F	ASTM E 831-13

¹Material properties can vary with part geometry, print orientation, print settings, and temperature.

²Data was obtained from green parts, printed using Form 2, 100 µm, Tough settings, without additional treatments.

³Data was obtained from parts printed using Form 2, 100 µm, Tough settings and post-cured with 2.5 mW/cm² of 405 nm LED light for 120 minutes at 60°C.

Solvent Compatibility

Percent weight gain over 24 hours for a printed and post-cured 1 x 1 x 1 cm cube immersed in respective solvent:

Solvent	24 hr weight gain (%)	Solvent	24 hr weight gain (%)
Acetic Acid, 5 %	2.8	Hydrogen Peroxide (3 %)	2.1
Acetone	sample cracked	Isooctane	< 1
Isopropyl Alcohol	2.1	Mineral Oil, light	< 1
Bleach, ~5 % NaOCl	1.7	Mineral Oil, heavy	< 1
Butyl Acetate	1.6	Salt Water (3.5 % NaCl)	1.5
Diesel	< 1	Sodium hydroxide (0.025 %, pH = 10)	1.5
Diethyl glycol monomethyl ether	6.6	Water	1.6
Hydraulic Oil	< 1	Xylene	< 1
Skydrol 5	1.2	Strong Acid (HCl Conc)	distorted

ANEXO II – Especificaciones de la impresora Form 2 (Formlabs) [71].

Hardware

Dimensiones	35 × 33 × 52 cm
Peso	13 kg
Temperatura de Trabajo	Autocalentamiento a 35° C
Control de Temperatura	Tanque de Resina autocalentado
Requerimientos de energía	100–240 V 1.5 A 50/60 Hz 65 W
Especificaciones del Laser	Certificación EN 60825-1:2007 Producto Láser de Clase I Láser violeta de 405nm Láser 250mW
Conectividad	Wifi, Ethernet and USB
Camino óptico	Protegida
Control de la impresora	Pantalla táctil interactiva con botón pulsador

Propiedades de Impresión

Tecnología	Estereolitografía (SLA)
Mecanismo de Desprendimiento	Proceso de desprendimiento por deslizamiento con Wiper
Sistema de Relleno de Resina	Automático
Volúmen de Construcción	145 × 145 × 175 mm
Grosor de la Capa (Resolución del eje)	25, 50, 100 microns
Soportes	Auto generado Fácilmente extraíble
Tamaño de Punto del Láser (FWHM)	140 microns

ANEXO III – Especificaciones de la impresora Raise Pro 2 Plus [72]

Technical Specifications		Pro2	Pro2 Plus
General	Print Technology	FFF	
	Build Volume (WxDxH)	Single Extrusion Print: 305x305x300 mm / Single Extrusion Print: 305x305x605 mm Dual Extrusion Print: 280x305x300 mm / Dual Extrusion Print: 280x305x605 mm	
	Machine Size (WxDxH)	24.4x23.2x29.9 in / 620x590x760 mm	
	Print Head	Dual-head with electronic lifting system	
	Filament Diameter	1.75mm	
	XY Step Size	0.78125 micron	
	Z Step Size	0.078125 micron	
	Print Head Travel Speed	30 - 150 mm/s	
	Build Plate	Heated aluminum build plate with magnetic holding	
	Max Build Plate Temperature	110 °C	
	Build Plate Material	Silicone	
	Build Plate Leveling	Pre-calibrated leveling	
	Supported Materials	PLA / ABS / HIPS / PC / TPU / TPE / NYLON / PETG / ASA / PP / Glass Fiber Enforced Carbon Fiber Enforced / Metal Particles Filled / Wood Filled	
	Nozzle Diameter	0.2/ 0.4/ 0.6/ 0.8mm	
	Max Nozzle Temperature	300 °C	
	Connectivity	Wi-Fi, LAN, USB port	
	Monitoring	Live camera	
Operating Sound	50 dB		
Operating Temperature	15-30 °C		
Non-operating Temperature	0-35 °C		
Electrical	Power Supply Input	Universal 100-240 VAC, 50/60 Hz	
	Power Supply Output	600 Watts, 24 VDC	
Software	Slicing Software	IdeaMaker	
	Supported File Types	STL, OBJ, 3MF	
	Supported OS	WINDOWS/ IOS/ LINUX	
	Machine Code Type	GCODE	

ANEXO IV – Tiempos y temperaturas de curado [73].

FORMLABS CUSTOMER SUPPORT GUIDES

Post-Curing with Form Cure

Post-curing helps 3D printed parts achieve optimal material properties. Follow these recommendations to configure Form Cure for Formlabs resins.

	Resin Type	Cure	Time (min)	Temperature (°C)
Engineering Resins	Tough Resin	Recommended ¹	60	60
		Full Cure	120	60
	Durable Resin	Full Cure ²	60	60
	Flexible Resin	Recommended ¹	15	60
		Full Cure	60	60
	High Temp Resin v1	Recommended ¹	30	60
		Full Cure	60	60
	High Temp Resin v2	Recommended ³	120	80
	Rigid Resin	Full Cure ⁴	15	80
	Grey Pro Resin	Full Cure ⁴	15	80
	Elastic Resin	Full Cure	20	60
Ceramic Resin	N/A ⁵	N/A	N/A	

¹ The recommended post-cure settings achieve close-to-maximum mechanical performance and minimize the post-cure time. The full post-cure settings achieve the maximum mechanical properties and require significantly more time. Use full post-cure settings when using materials for functional applications.

² For parts printed with Durable Resin, the tensile modulus continues to increase steadily throughout the first hour of post-curing. There is only one proposed post-curing setting.

ANEXO V – Especificaciones del micromotor Pololu 1000:1 [74]

Dimensiones

Tamaño:	10 × 12 × 26 mm ¹
Peso:	9,5 g
Diámetro del eje:	3 mm ²

Especificaciones generales

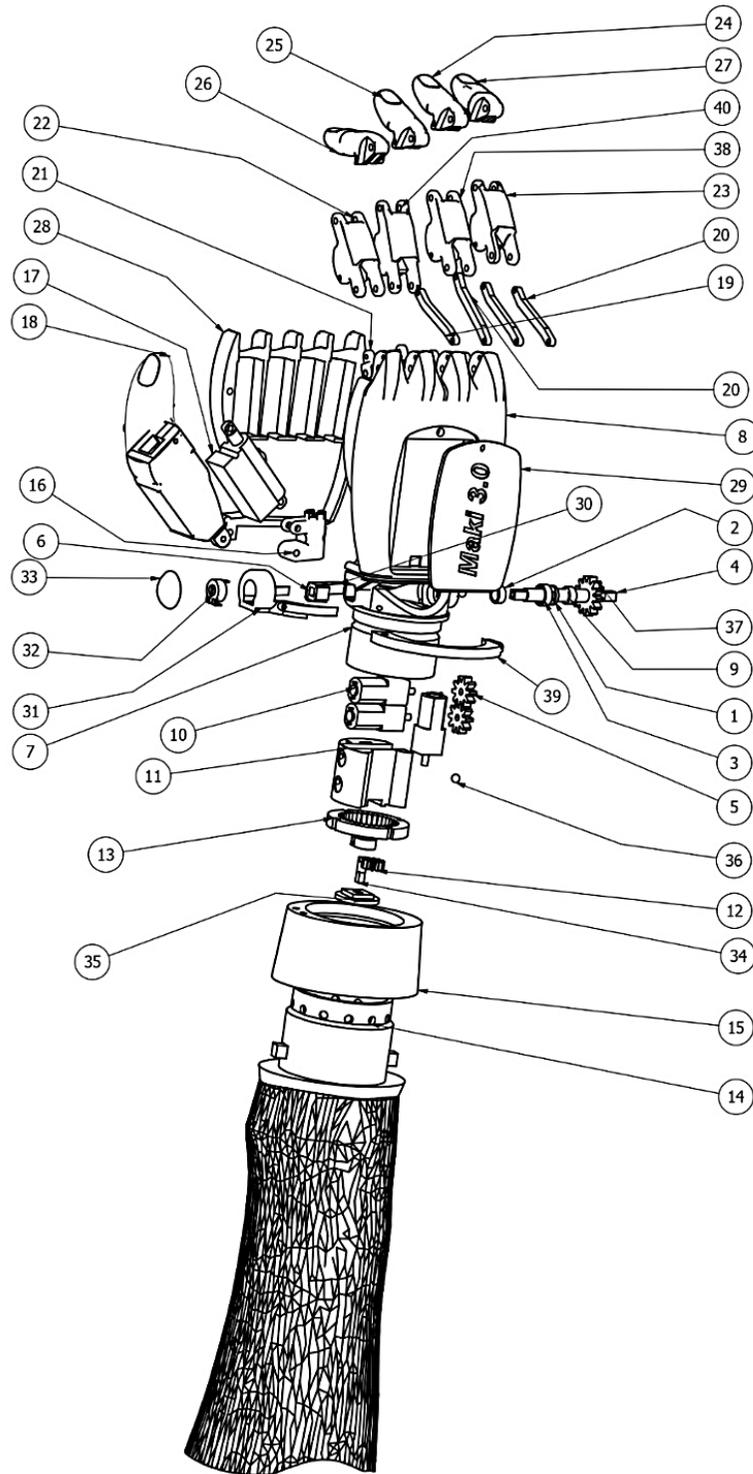
Relación de transmisión:	9,96: 1
Velocidad sin carga a 6V:	3000 rpm
Corriente sin carga a 6V:	0.07 A
Corriente de parada a 6V:	1.6 A
Par de parada a 6V:	0,22 kg · cm
Potencia máxima de salida a 6V:	1,6 W
Eje motor extendido ?:	norte
Tipo de motor:	1.6A parada @ 6V (HP 6V)

Rendimiento a la máxima eficiencia

Eficiencia máxima a 6V:	43%
Velocidad a máxima eficiencia:	2300 rpm
Par a la máxima eficiencia:	0,046 kg · cm
Corriente a máxima eficiencia:	0,42 A
Potencia de salida con máxima eficiencia:	1.1 W

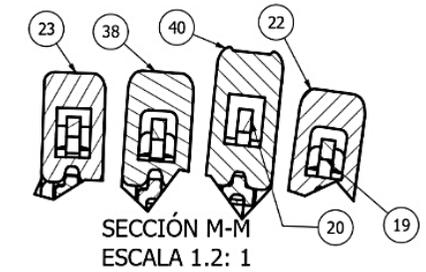
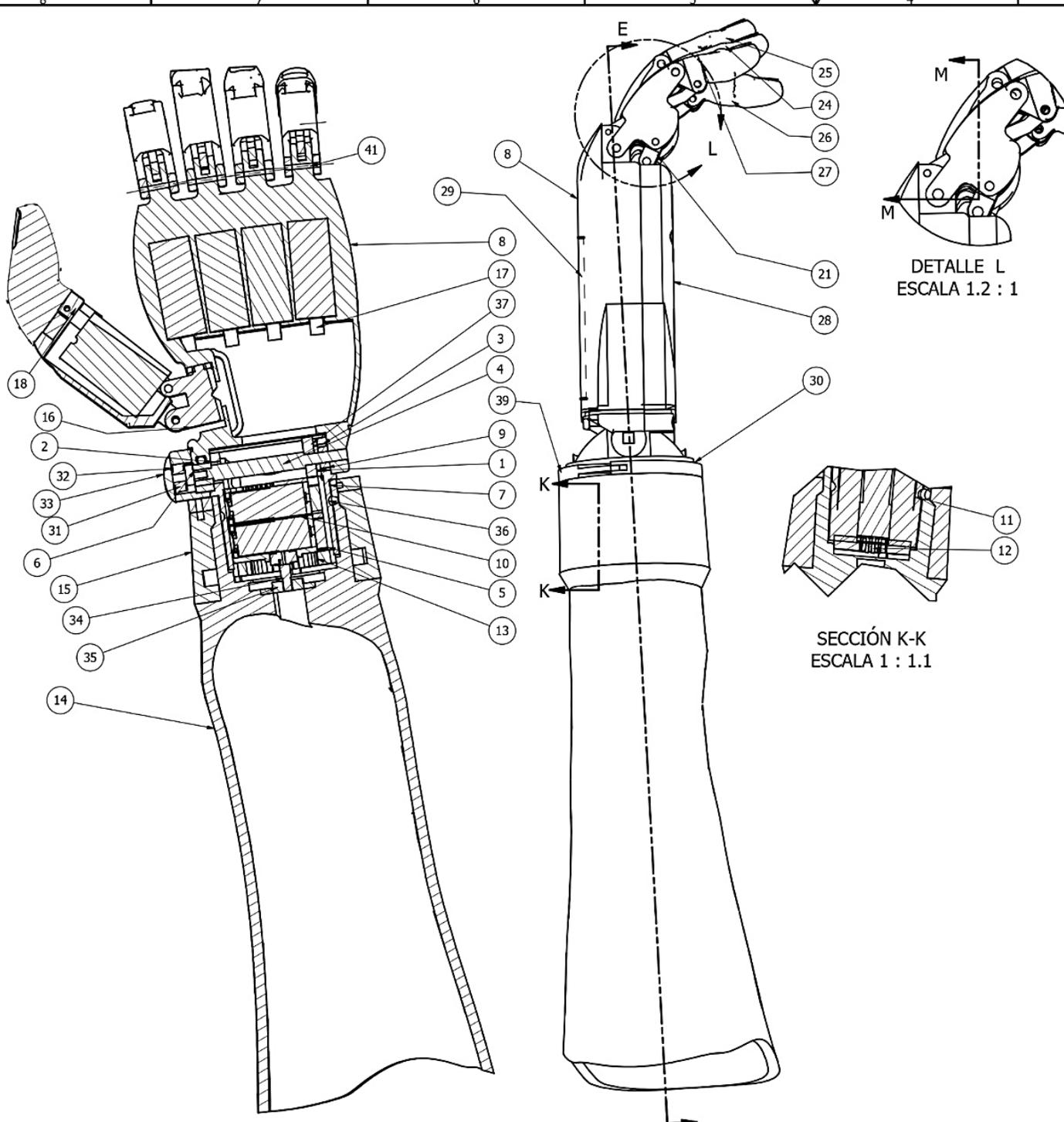
APÉNDICE

APÉNDICE I – Planos de la prótesis de mano y del sistema de flexión-extensión de la muñeca



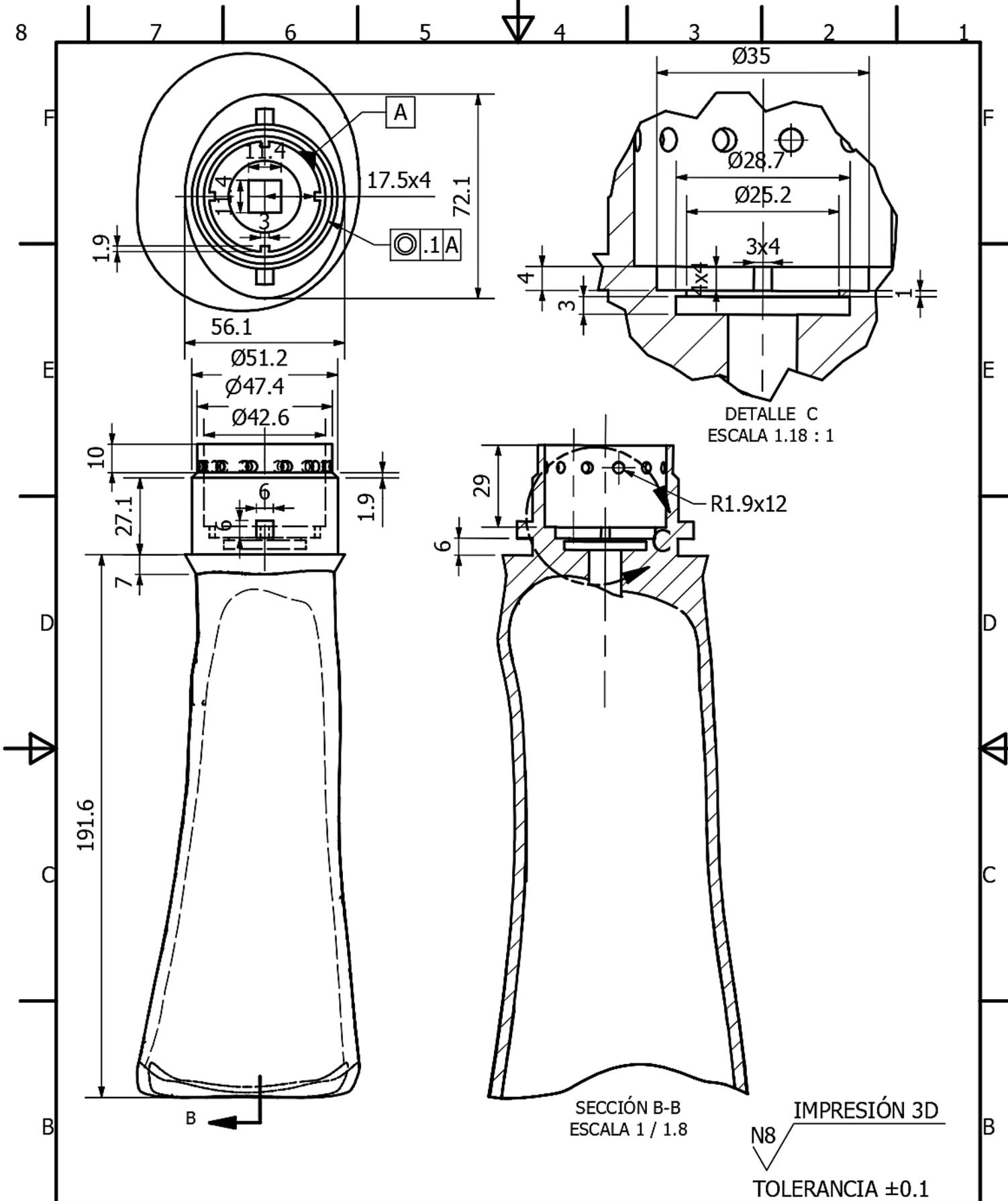
40	1	FALANGE MEDIAL DEDO ANULAR	PLA	0.02Kg
39	1	SEGURO MUÑECA 2	PLA	0.015kg
38	1	FALANGE MEDIAL DEDO MEDIO	PLA	0.02Kg
37	1	PIÑÓN DE FLEXION-EXTENSION (13 dientes)	BRONCE	20x20x5
36	11	ELEMENTO RODANTE DE RODAMIENTO	TUGSTENO	4x4x4
35	1	SOPORTE DE POTENCIOMETRO DE GIRO	PLA	0.01Kg
34	1	EJE DE POTENCIOMETRO DE GIRO	ALUMINIO	3x3x15
33	1	TAPA_BASE_POTENCIOMETRO_FLEXION_EXTENSION	PLA	0.005Kg
32	2	POTENCIOMETRO DE POSICION		
31	1	BASE_POTENCIOMETRO_FLEXION_EXTENSION	PLA	0.02Kg
30	1	SEGURO MUÑECA 1	PLA	0.015kg
29	1	TAPA_BATERIAS	PLA	0.025kg
28	1	PALMA DE LA MANO	PLA	0.09Kg
27	1	FALANGE DISTAL MEÑIQUE	PLA	0.03Kg
26	1	FALANGE DISTAL INDICE	PLA	0.03Kg
25	1	FALANGE DISTAL MEDIO	PLA	0.03Kg
24	1	FALANGE DISTAL ANULAR	PLA	0.03Kg
23	1	FALANGE MEDIAL DEDO MEÑIQUE	PLA	0.02Kg
22	1	FALANGE MEDIAL DEDO INDICE	PLA	0.02Kg
21	4	UNION_EJE_MOTOR	PLA	0.005Kg
20	3	ACOPLE-OTROS	PLA	0.01Kg
19	1	ACOPLE-INDICE	PLA	0.01Kg
18	1	PULGAR	PLA	0.04Kg
17	5	ACTUADOR LINEAL PQ12		
16	1	ACOPLE GIRATORIO DEDO PULGAR	PLA	0.01Kg
15	1	ANILLO DE ACOPLE RAPIDO	PLA	0.05Kg
14	1	SOCKET	PLA	0.7Kg
13	1	RUEDA DENTADA	RESINA FLTOTL05	20mL
12	1	PIÑÓN DE GIRO DE MUÑECA (12 dientes)	BRONCE	5x5x12
11	1	MUÑECA PARTE 2(PORTAMOTORES)	PLA	0.022Kg
10	3	MOTORREDUCTO 1000/1		
9	1	SUJECION EJE-PIÑÓN	BRONCE	5x5x4
8	1	DORSO	RESINA FLTOTL05	100mL
7	1	MUÑECA PARTE 1	PLA	0.025kg
6	1	CUBO	BRONCE	8x9x9
5	2	PIÑÓN DE 13 DIENTES	BRONCE	16x16x5
4	1	EJE DE FLEXION-EXTENSION	BRONCE	60x7x7
3	1	COJINETE DE APOYO 3	BRONCE	5x5x4
2	1	COJINETE DE APOYO 2	BRONCE	5x5x5
1	1	COJINETE DE APOYO 1	GRILON	5x5x2

POS.	CANT.	DENOMINACIÓN	MATERIAL	MED.BRUT.
		Fecha	Nombre	
Dibujado		10/02/2020	R.Tikuana/S.Tenesaca	
Comprobado		7/27/2020	John Calle, PhD	
Escala		PRÓTESIS BIOMECATRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO (VISTA EXPLOTADA)		
1 / 1.8		UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA SEDE MATRIZ CUENCA		
		INGENIERÍA MECATRÓNICA LAMINA: 1/26		



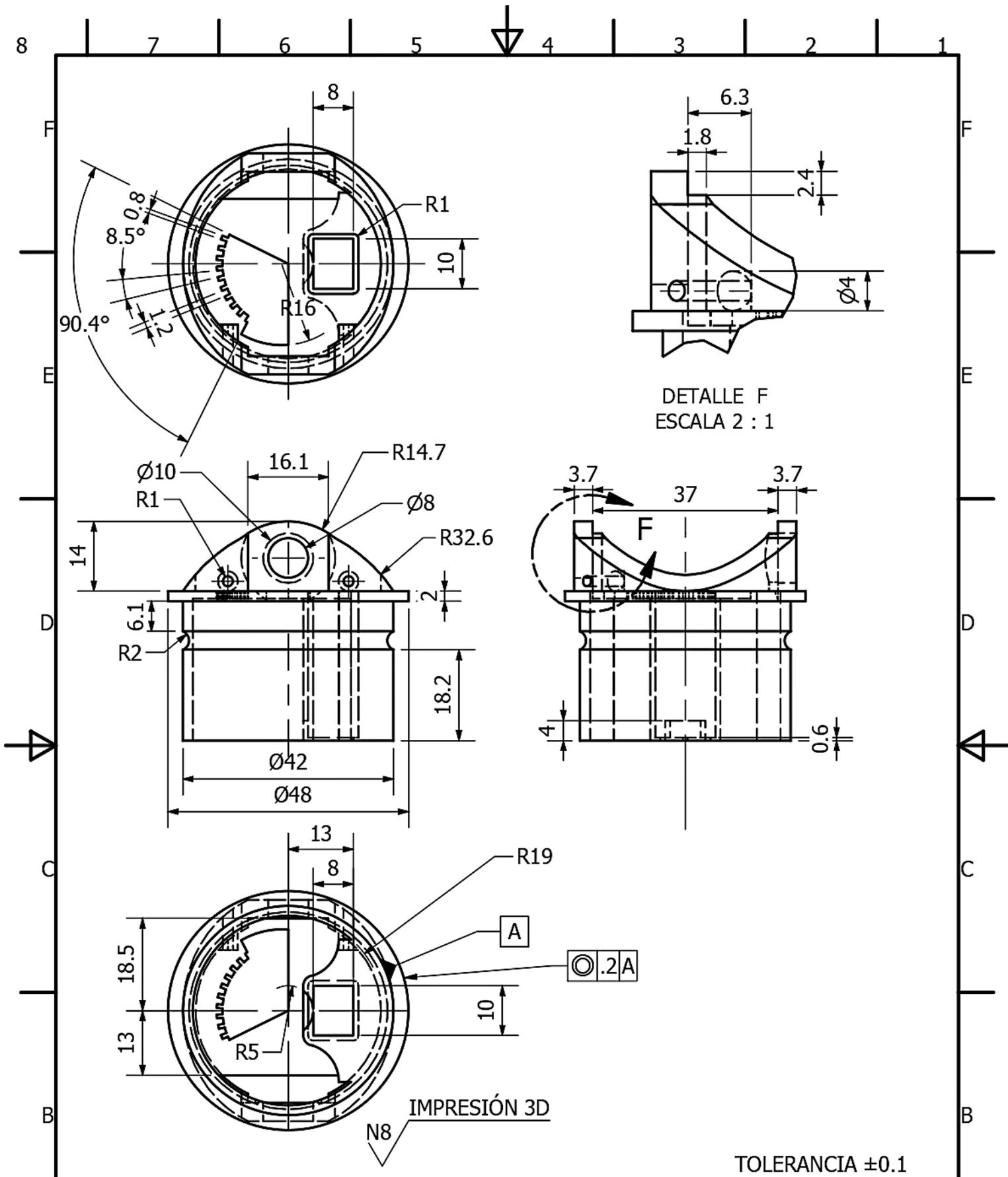
41	1	EJE DEDOS (REVISAR EN PROTESIS MAKI 3.0)	ALUMINIO	5x5x20
40	1	FALANGE MEDIAL DEDO ANULAR	PLA	0.02Kg
39	1	SEGURO MUÑECA 2	PLA	0.015kg
38	1	FALANGE MEDIAL DEDO MEDIO	PLA	0.02Kg
37	1	PIÑÓN DE FLEXION-EXTENSION (13 dientes)	BRONCE	20x20x5
36	11	ELEMENTO RODANTE DE RODAMIENTO	TUGSTENO	4x4x4
35	1	SOPORTE DE POTENCIOMETRO DE GIRO	PLA	0.01Kg
34	1	EJE DE POTENCIOMETRO DE GIRO	ALUMINIO	3x3x15
33	1	TAPA_BASE POTENCIOMETRO FLEXION_EXTENSION	PLA	0.005Kg
32	2	POTENCIOMETRO DE POSICION		
31	1	BASE_POTENCIOMETRO FLEXION_EXTENSION	PLA	0.02Kg
30	1	SEGURO MUÑECA_1	PLA	0.015kg
29	1	TAPA_BATERIAS	PLA	0.025kg
28	1	PALMA DE LA MANO	PLA	0.09Kg
27	1	FALANGE DISTAL MEÑIQUE	PLA	0.03Kg
26	1	FALANGE DISTAL MEDIO	PLA	0.03Kg
25	1	FALANGE DISTAL INDICE	PLA	0.03Kg
24	1	FALANGE DISTAL ANULAR	PLA	0.03Kg
23	1	FALANGE MEDIAL DEDO MEÑIQUE	PLA	0.02Kg
22	1	FALANGE MEDIAL DEDO INDICE	PLA	0.02Kg
21	4	UNION_EJE_MOTOR	PLA	0.005Kg
20	3	ACOPLE-OTROS	PLA	0.01Kg
19	1	ACOPLE-INDICE	PLA	0.01Kg
18	1	PULGAR	PLA	0.04Kg
17	5	ACTUADOR LINEAL PQ12		
16	1	ACOPLE GIRATORIO DEDO PULGAR	PLA	0.01Kg
15	1	ANILLO DE ACOPLE RAPIDO	PLA	0.05Kg
14	1	SOCKET	PLA	0.7Kg
13	1	RUEDA DENTADA	RESINA FLTOTLOS	20mL
12	1	PIÑÓN DE GIRO DE MUÑECA (12 dientes)	BRONCE	5x5x12
11	1	MUÑECA PARTE 2(PORTAMOTORES)	PLA	0.022Kg
10	3	MOTORREDUCTO 1000/1		
9	1	SUJECION EJE-PIÑÓN	BRONCE	5x5x4
8	1	DORSO	RESINA FLTOTLOS	100mL
7	1	MUÑECA PARTE 1	PLA	0.025kg
6	1	CUBO	BRONCE	8x9x9
5	2	PIÑÓN DE 13 DIENTES	BRONCE	16x16x5
4	1	EJE DE FLEXION-EXTENSION	BRONCE	60x7x7
3	1	COJINETE DE APOYO 3	BRONCE	5x5x4
2	1	COJINETE DE APOYO 2	BRONCE	5x5x5
1	1	COJINETE DE APOYO 1	GRILON	5x5x2

POS.	CANT.	DENOMINACIÓN	MATERIAL	MED.BRUT.
		Fecha	Nombre	
Dibujado		10/02/2020	R.Tituano/S.Tenesaca	
Comprobado		7/27/2020	John Calle,Phd	
Escala 1 : 1.1		 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA SEDE MATRIZ CUENCA		INGENIERÍA MECATRÓNICA LAMINA:2/26
PRÓTESIS BIOMECATRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO				



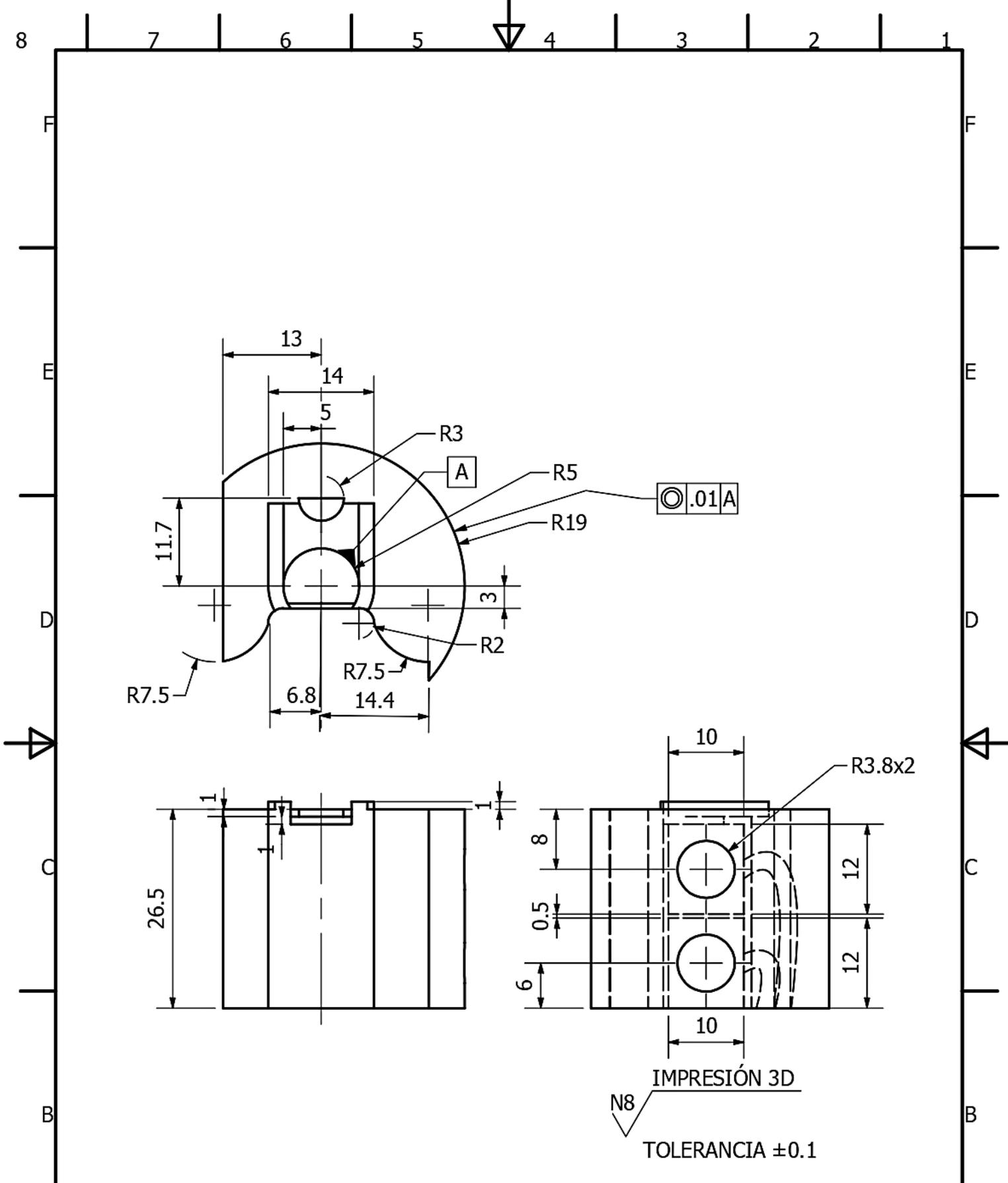
14	1	SOCKET	PLA	0.7(Kg)
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
Dibujado	10/02/2020	R.Tituana/S.Tenesaca	 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA ECUADOR SEDE MATRIZ CUENCA	
Comprobado	7/27/2020	John Calle,Phd		

A	Escala 1 / 1.8	PRÓTESIS BIOMECASTRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO	INGENIERÍA MECATRÓNICA A
			LAMINA:3/26



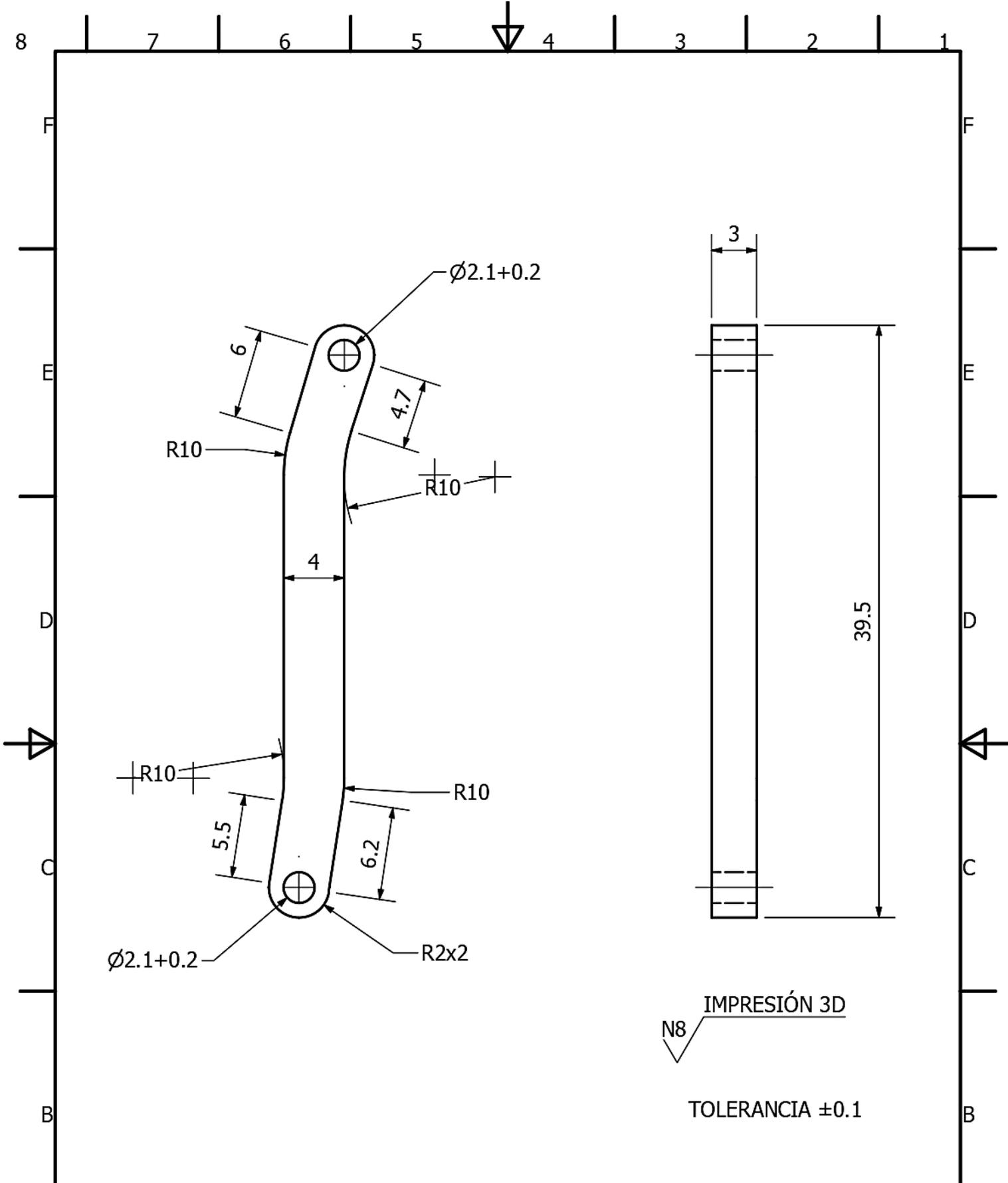
7	1	MUÑECA PARTE 1	PLA	0.025(Kg)
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
Dibujado	Fecha	Nombre	 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA ECUADOR SEDE MATRIZ CUENCA	
Comprobado	7/27/2020	R.Tituana/S.Tenesaca		
		John Calle,Phd		

A	Escala 1 : 1	PRÓTESIS BIOMEATRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO	INGENIERÍA MECATRÓNICA
			LAMINA:4/26



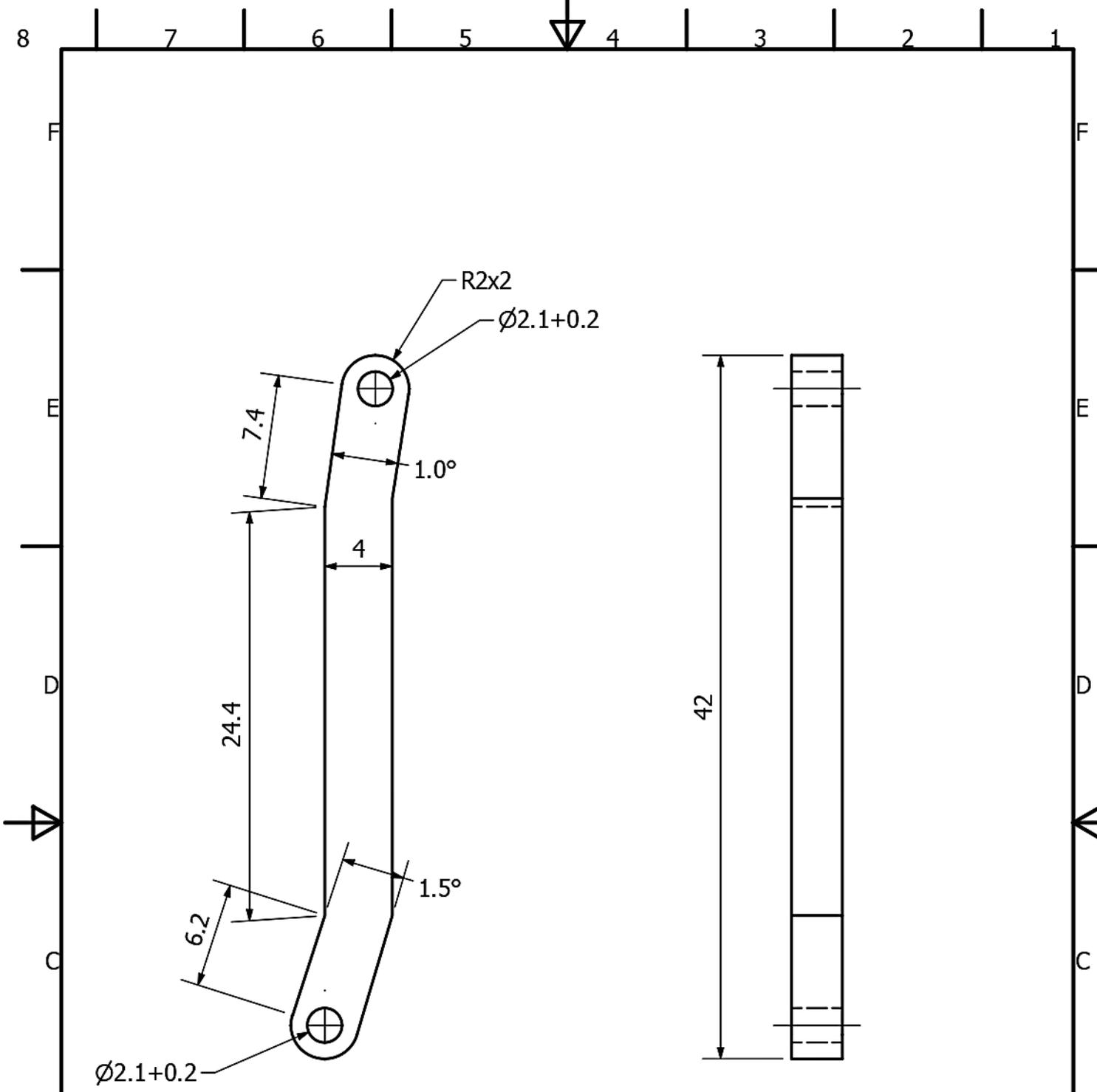
11	1	MUÑECA PARTE 2	PLA	0.022(Kg)
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
	Fecha	Nombre	 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA ECUADOR SEDE MATRIZ CUENCA	
Dibujado	10/02/2020	R.Tituana/S.Tenesaca		
Comprobado	7/27/2020	John Calle,Phd		

A	Escala 1.5: 1	PRÓTESIS BIOMEATRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO	INGENIERÍA MECATRÓNICA A
			LAMINA:5/26



19	1	ACOPLE INDICE	PLA	0.01(Kg)
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
	Fecha	Nombre	 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA ECUADOR SEDE MATRIZ CUENCA	
Dibujado	10/02/2020	R.Tituana/S.Tenesaca		
Comprobado	7/27/2020	John Calle,Phd		

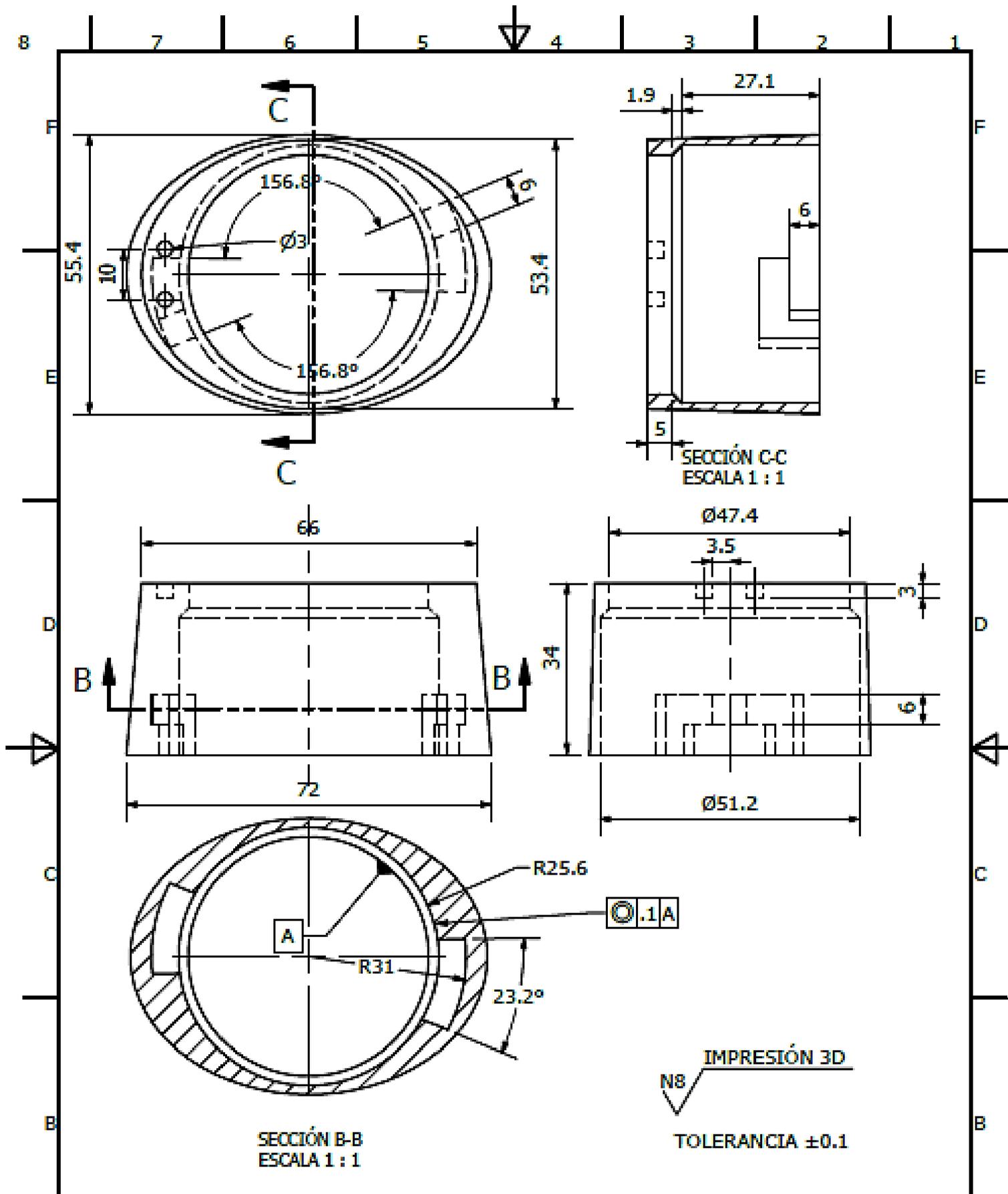
A	Escala 3 : 1	PRÓTESIS BIOMEATRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO	INGENIERÍA MECATRÓNICA	A
			LAMINA:6/26	



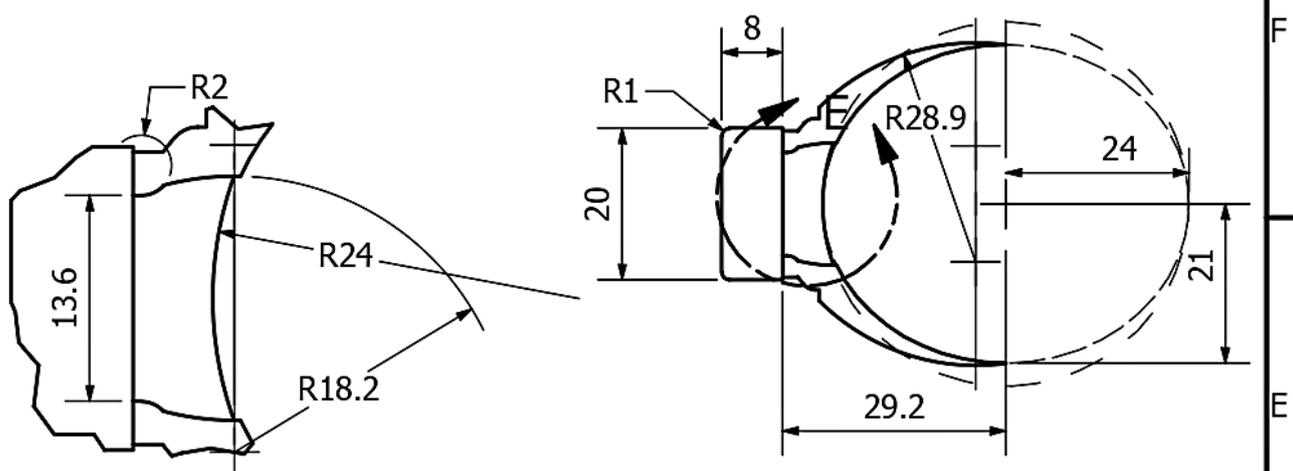
N12 impresión 3d por esterolitografía
 TOLERANCIA ±0.1

20	1	ACOPLE OTROS	PLA	0.01(Kg)
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
	Fecha	Nombre	 SEDE MATRIZ CUENCA	
Dibujado	10/02/2020	R.Tituana/S.Tenesaca		
Comprobado	7/27/2020	John Calle,Phd		

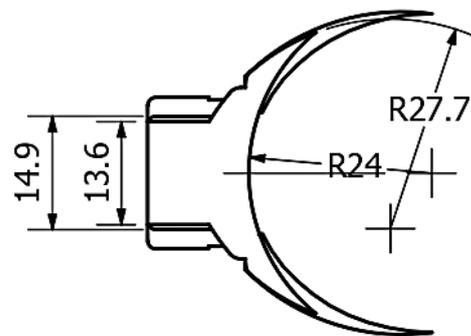
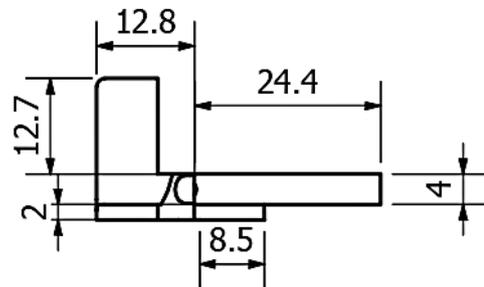
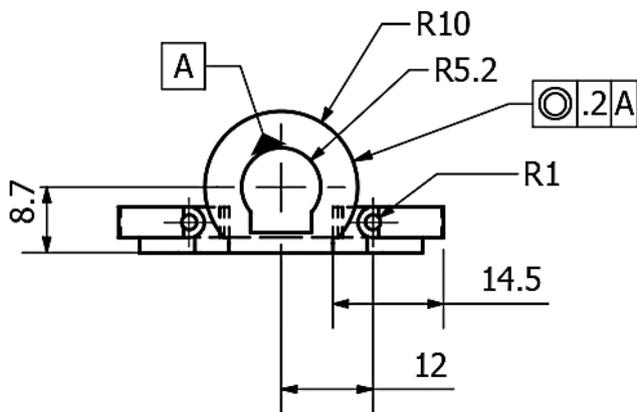
Escala 3: 1	PRÓTESIS BIOMEATRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO	INGENIERÍA MECATRÓNICA
		LAMINA:7/26



15	1	ANILLO DE ACOPLE RÁPIDO	PLA	0.05(Kg)
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
	Fecha	Nombre	 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA BOLIVADOR SEDE MATRIZ CUENCA	
Dibujado	10/02/2020	R.Tituana/S. Tenesaca		
Comprobado	7/27/2020	John Calle, Phd		
A	Escala 1 : 1	PRÓTESIS BIOMEATRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO		INGENIERÍA MECATRÓNICA A
				LAMINA:8/26



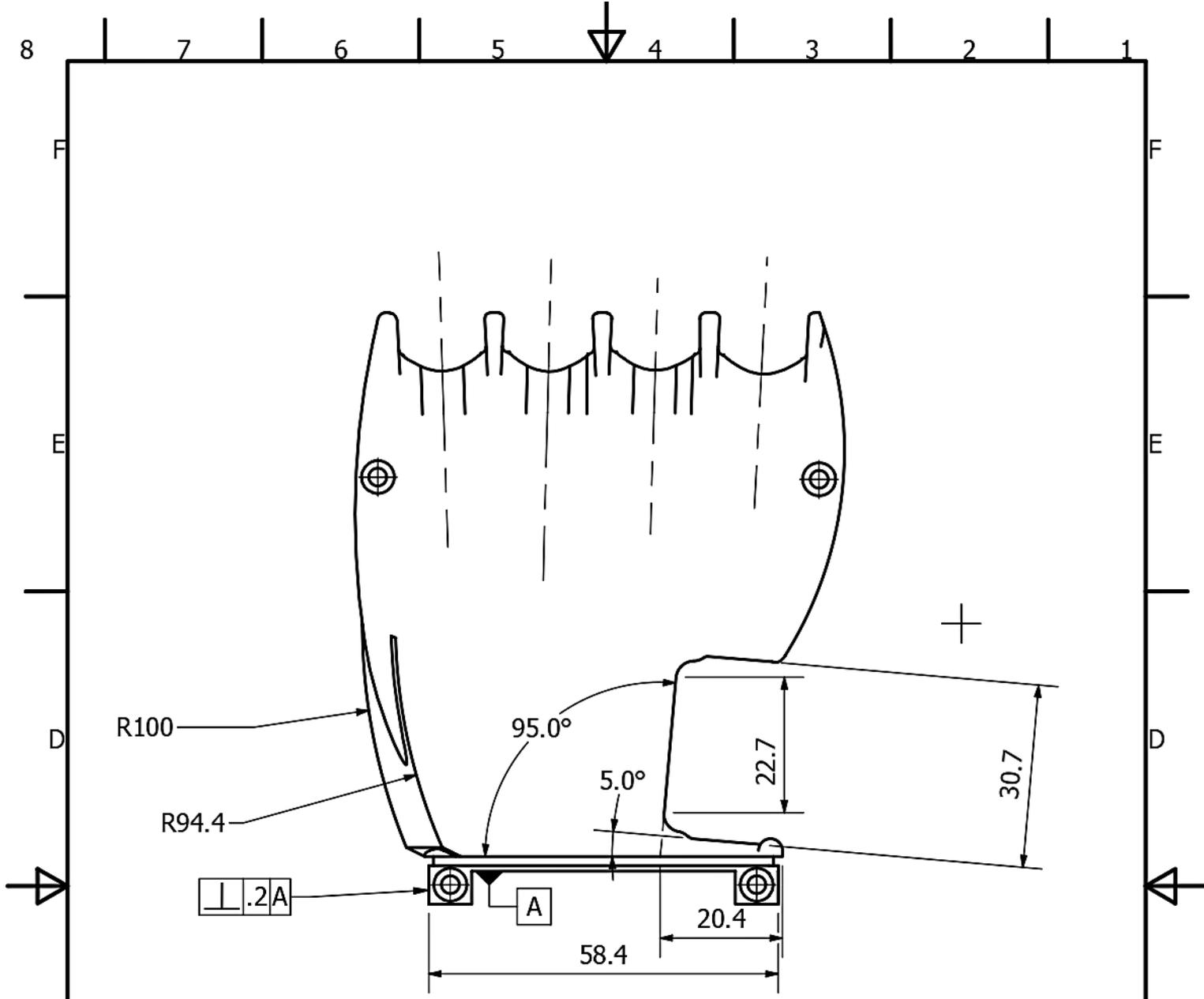
DETALLE E
ESCALA 2 : 1



IMPRESIÓN 3D
N8
TOLERANCIA ± 0.1

31	1	BASE POTENCIOMETRO FLEX.-EXT.	PLA	0.02(Kg)
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
	Fecha	Nombre	 SEDE MATRIZ CUENCA	
Dibujado	10/02/2020	R.Tituana/S.Tenesaca		
Comprobado	7/27/2020	John Calle,Phd		

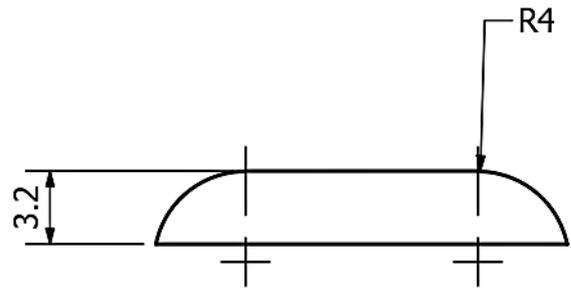
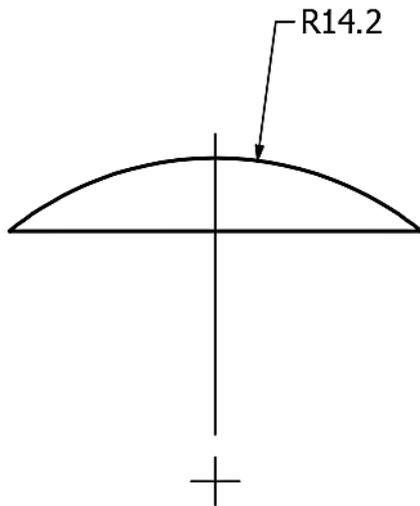
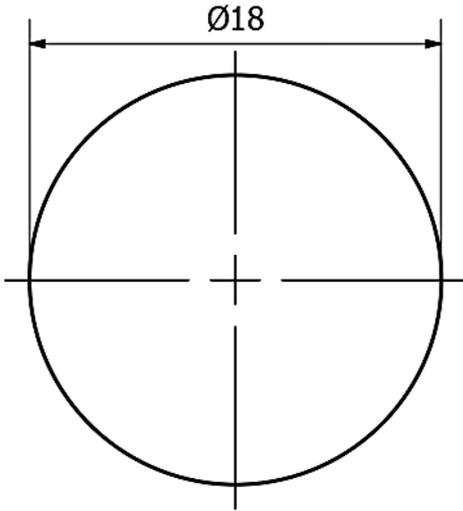
A	Escala 1 : 1	PRÓTESIS BIOMEATRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO	INGENIERÍA MECATRÓNICA A
			LAMINA:9/26



IMPRESIÓN 3D POR DEPOSICIÓN
 N12 TOLERANCIA ±0.1

28	1	PLAMA DE LA MANO	PLA	0.09(Kg)
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
Dibujado	Fecha	Nombre	 SEDE MATRIZ CUENCA	
Comprobado	10/02/2020	R.Tituana/S.Tenesaca		
	7/27/2020	John Calle,Phd		

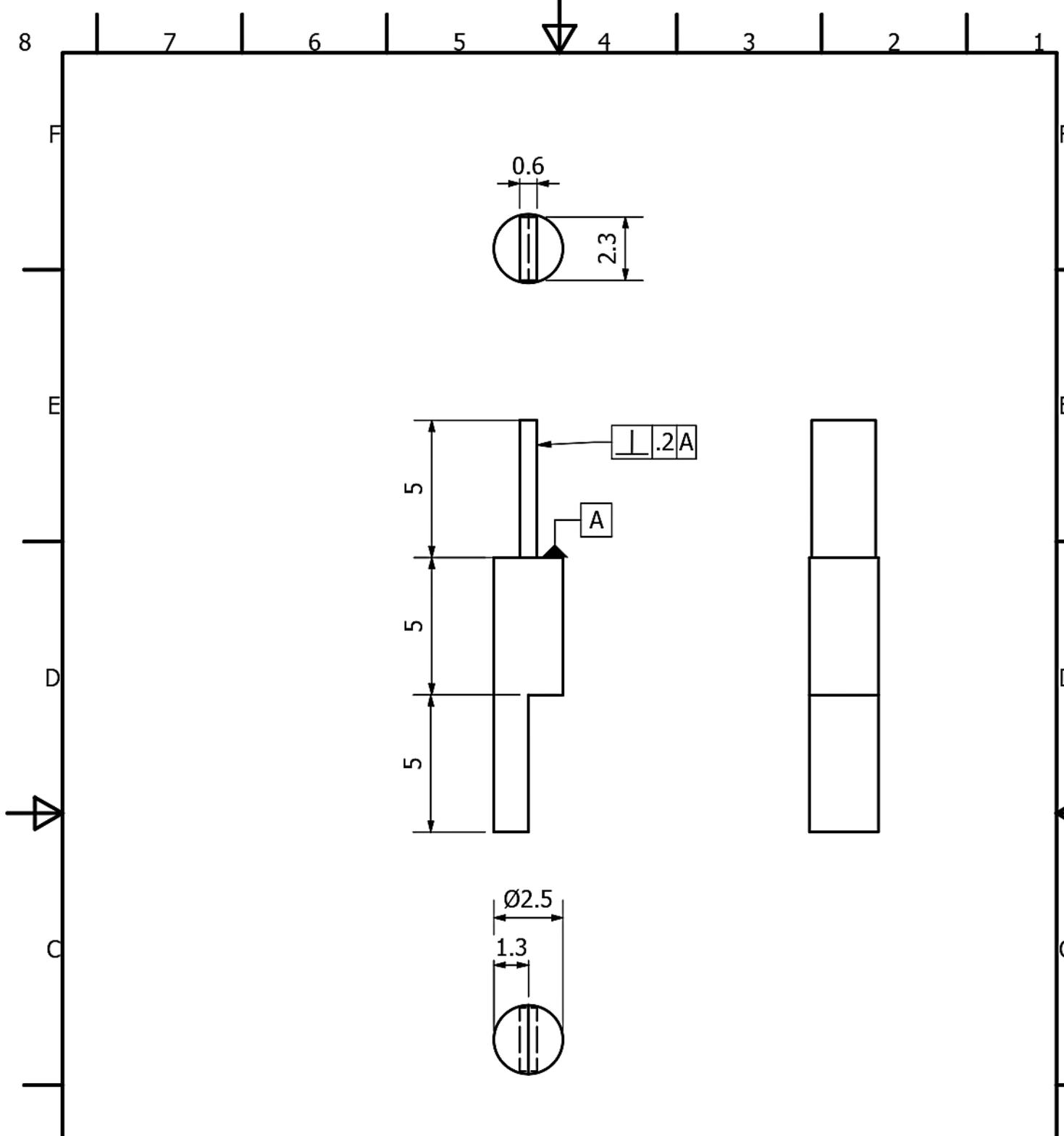
Escala 1 / 1	PRÓTESIS BIOMECASTRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO	INGENIERÍA MECATRÓNICA
		LAMINA:10/26



IMPRESIÓN 3D
 N8
 TOLERANCIA ± 0.1

33	1	TAPA POTENCIOMETRO FLEX.-EXT.	PLA	0.005(Kg)
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
	Fecha	Nombre	 SEDE MATRIZ CUENCA	
Dibujado	10/02/2020	R. Tituana/S. Tenesaca		
Comprobado	7/27/2020	John Calle, Phd		

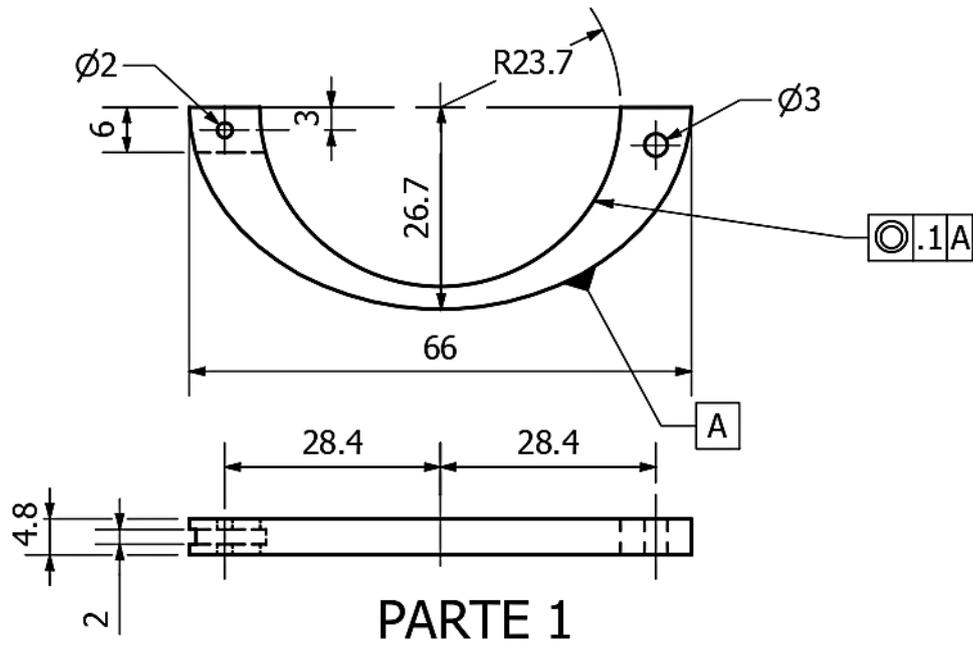
A	Escala 3: 1	PRÓTESIS BIOMEATRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO	INGENIERÍA MECATRÓNICA
			LAMINA:11/26



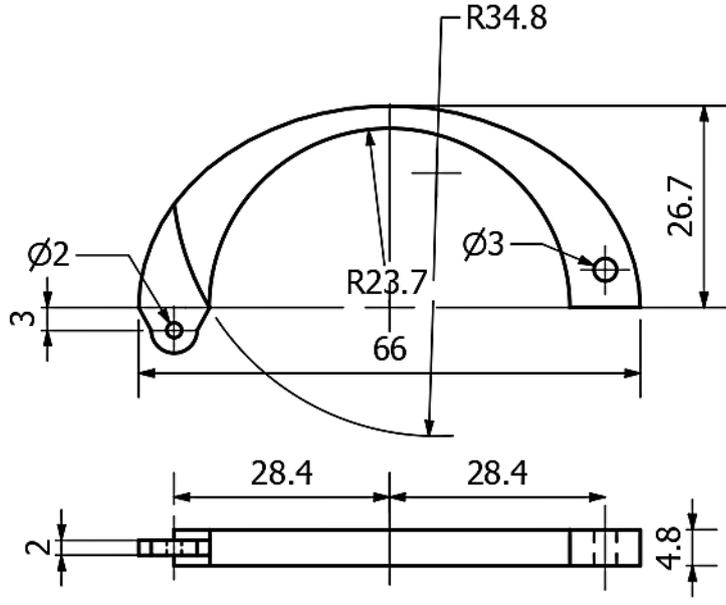
MECANIZADO EN TORNO
 N5
 TOLERANCIA ± 0.25

4	1	EJE POTENCIOMETRO FLEX.-EXT.	ALUMNINIO	60x7x7
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
Dibujado	Fecha	Nombre	 SEDE MATRIZ CUENCA	
Comprobado	10/02/2020	R. Tituana/S. Tenesaca		
	7/27/2020	John Calle, Phd		

A	Escala 5 : 1	PRÓTESIS BIOMECATRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO	INGENIERÍA MECATRÓNICA A
			LAMINA: 12/26



PARTE 1

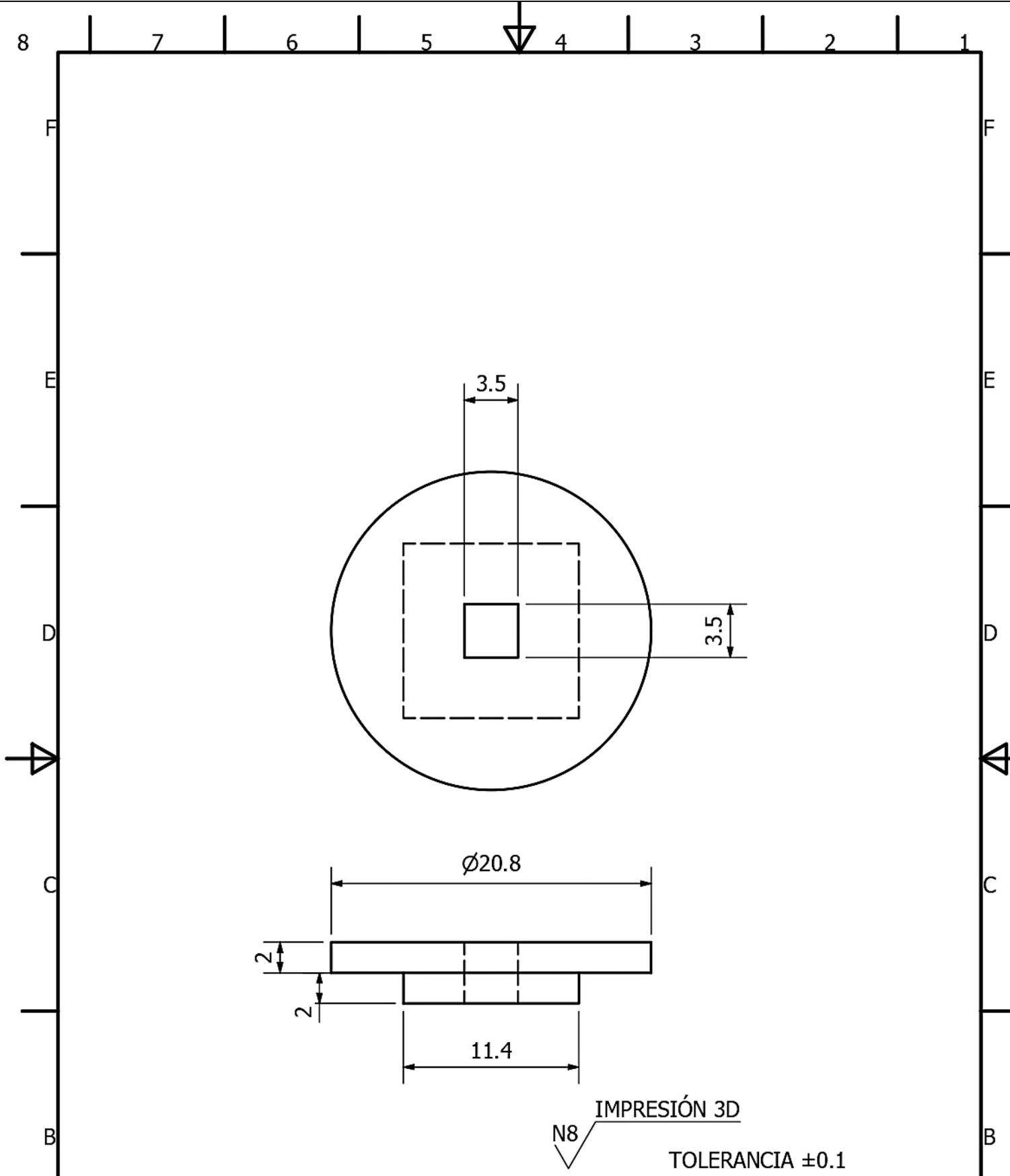


PARTE 2

IMPRESIÓN 3D
 N8 TOLERANCIA ±0.1

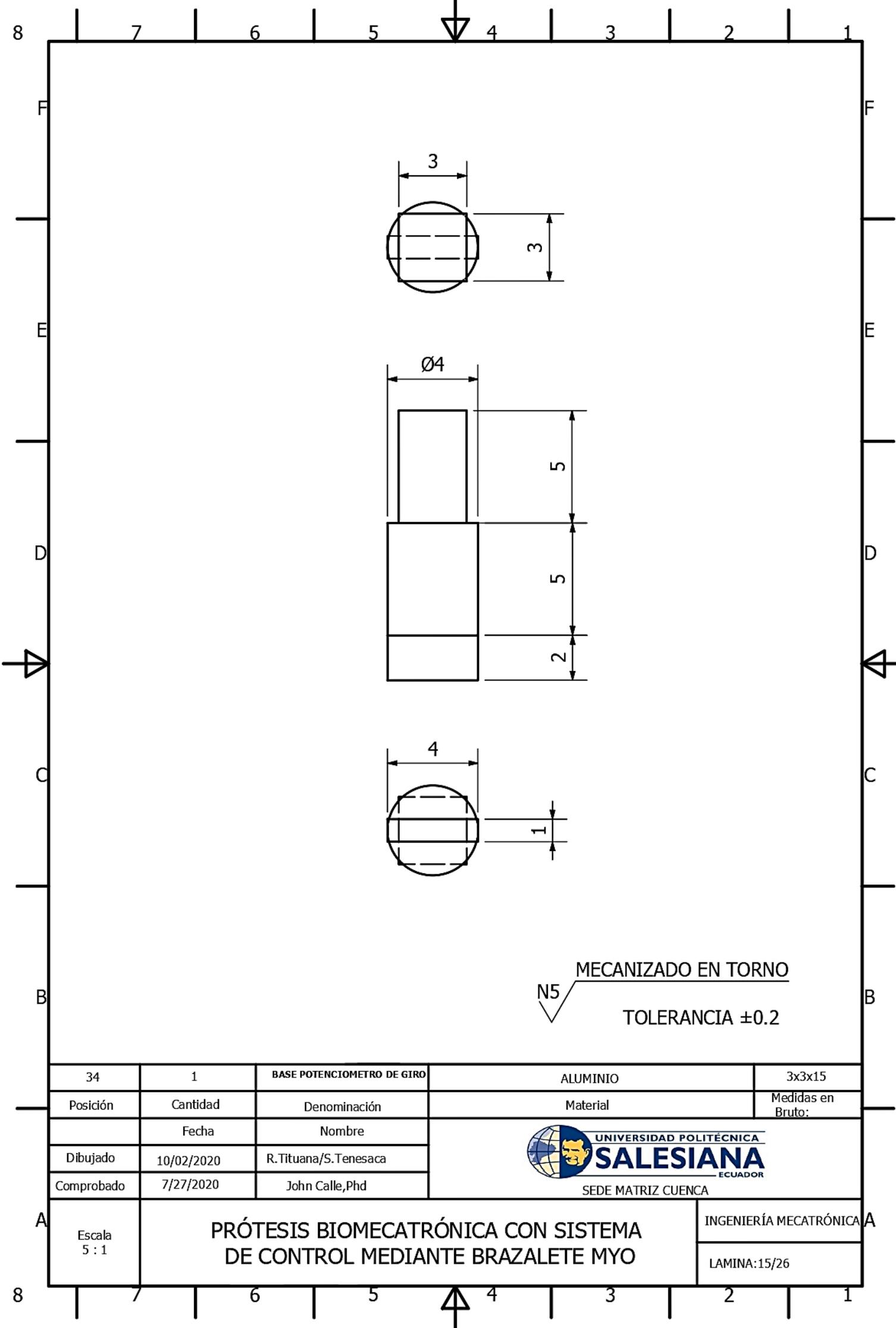
39	1	SEGURO MUÑECA PARTE 2	PLA	0.015Kg
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
Dibujado	10/02/2020	R. Tituana/S. Tenesaca		
Comprobado	7/27/2020	John Calle, Phd		

Escala 1:1	PRÓTESIS BIOMEATRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO	INGENIERÍA MECATRÓNICA A
		LAMINA:13/26



35	1	BASE POTENCIOMETRO DE GIRO	PLA	0.01Kg
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
	Fecha	Nombre		
Dibujado	10/02/2020	R.Tituana/S.Tenesaca		
Comprobado	7/27/2020	John Calle,Phd		

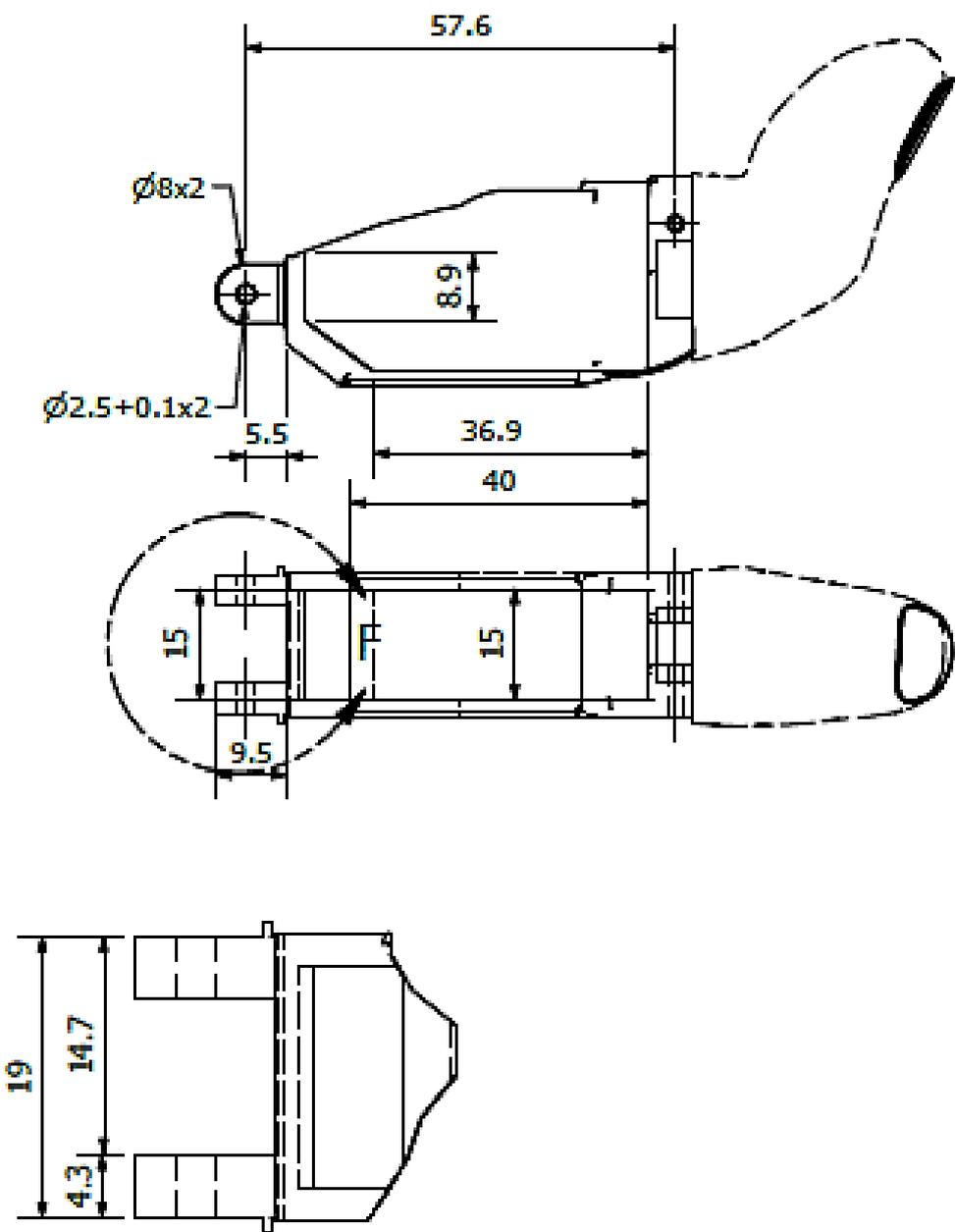
Escala 3 : 1	PRÓTESIS BIOMECATRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO	INGENIERÍA MECATRÓNICA
		LAMINA:14/26



MECANIZADO EN TORNO
 N5
 TOLERANCIA ±0.2

34	1	BASE POTENCIOMETRO DE GIRO	ALUMINIO	3x3x15
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
	Fecha	Nombre		
Dibujado	10/02/2020	R.Tituana/S.Tenesaca		
Comprobado	7/27/2020	John Calle,Phd		

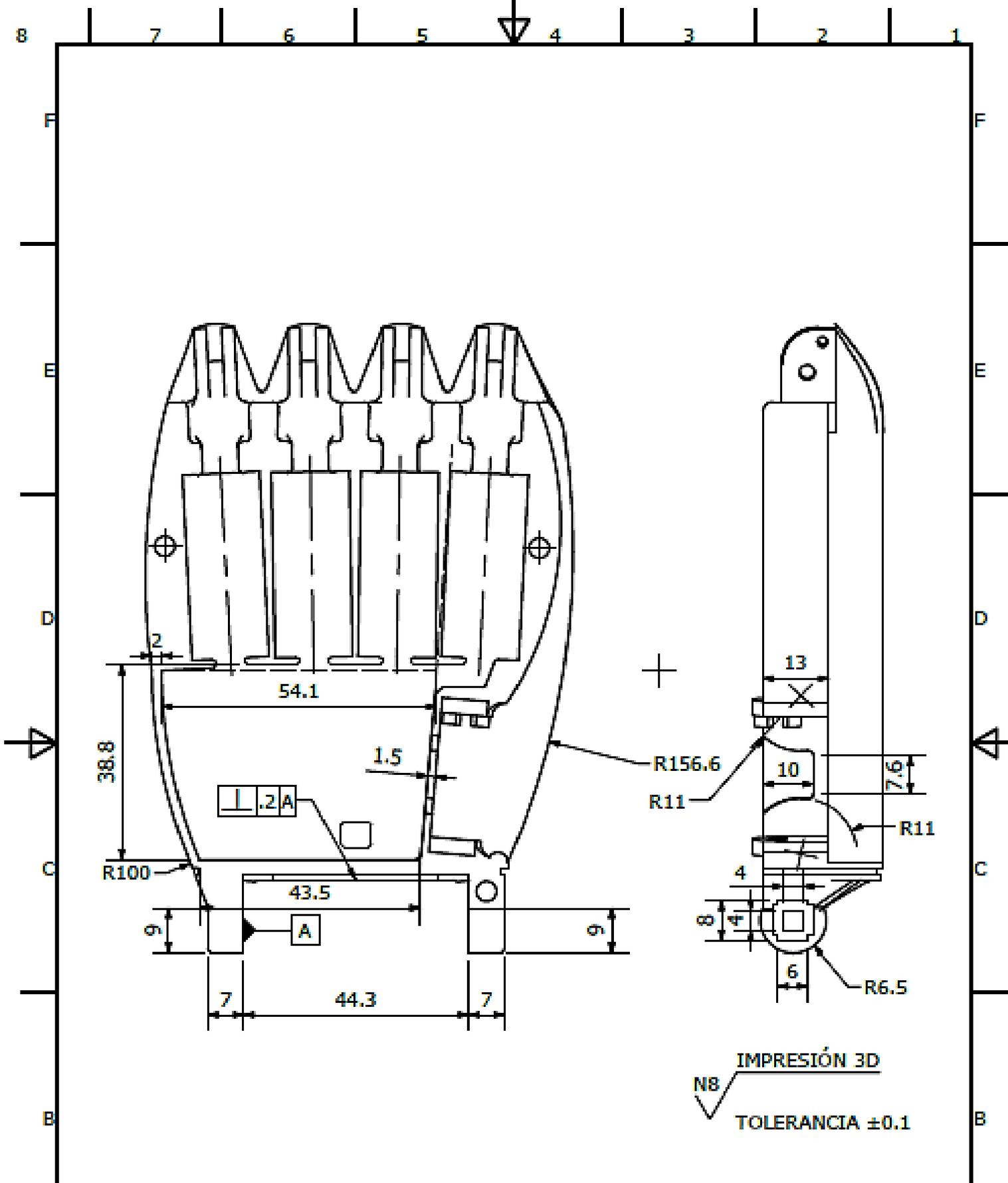
Escala 5 : 1	PRÓTESIS BIOMEATRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO	INGENIERÍA MECATRÓNICA
		LAMINA:15/26



DETALLE F
ESCALA 2 : 1

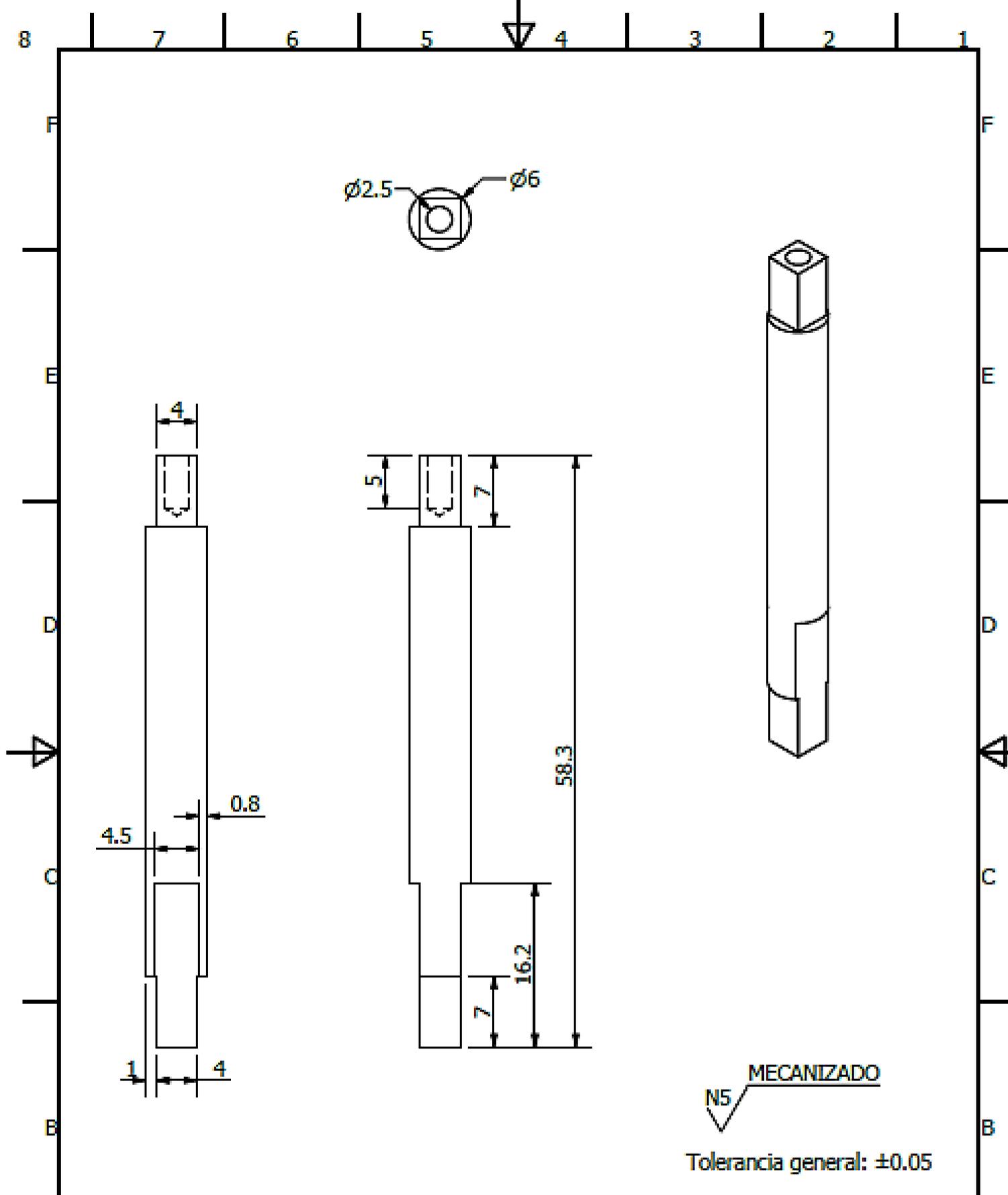
IMPRESIÓN 3D
N8
TOLERANCIA ± 0.1

18	1	PULGAR	PLA	0.04kg
Posición	Cantidad	Denominación	Materia	Medidas en Bruto:
	Fecha	Nombre	 SEDE MATRIZ CUENCA	
Dibujado	10/02/2020	R.Tituana/S.Tenesaca		
Comprobado	7/27/2020	John Calle,Phd		
Escala 1:1	PRÓTESIS BIOMEATRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO			INGENIERÍA MECATRÓNICA
				LAMINA:16/26

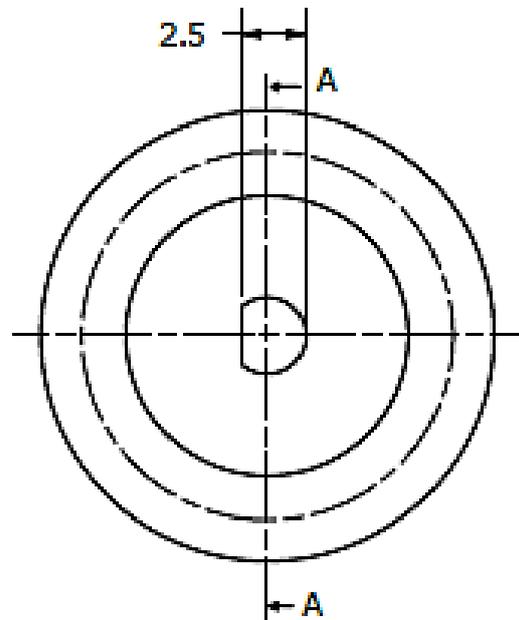
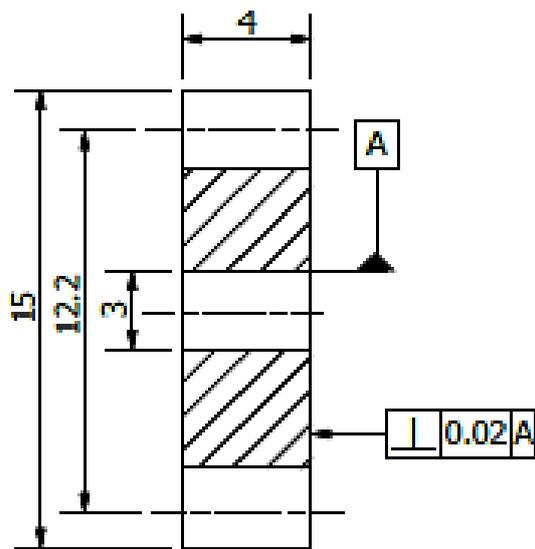


8	1	DORSO	RESINA TOUGHT	100mL
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
Dibujado	Fecha	Nombre	 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA ECUADOR SEDE MATRIZ CUENCA	
Comprobado	10/02/2020	R.Tituana/S.Tenesaca		
	7/27/2020	John Calle,Phd		

A	Escala 1/1	PRÓTESIS BIOMECATRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO	INGENIERÍA MECATRÓNICA
			LAMINA: 17/26



	1	Eje de Flexión-Extensión	BRONCE	N/A
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
	FECHA	NOMBRE	 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA ECUADOR SEDE MATRIZ CUENCA	
Dibujado	10/02/2020	R.Tituana/S.Tenesaca		
Comprobado	31/07/2020	John Calle, PhD		
ESCALA 2 : 1	PRÓTESIS BIOMEATRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO			INGENIERÍA MECATRÓNICA LÁMINA: 18/26



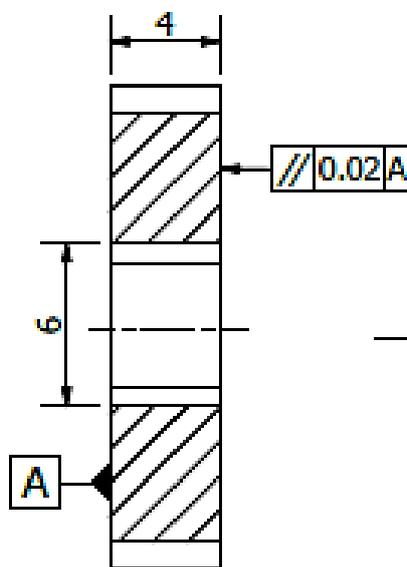
DATOS	
módulo	0.9
nº de dientes	10

ELECTROEROSIÓN POR HILO
N5

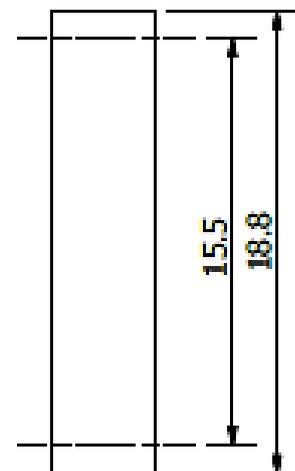
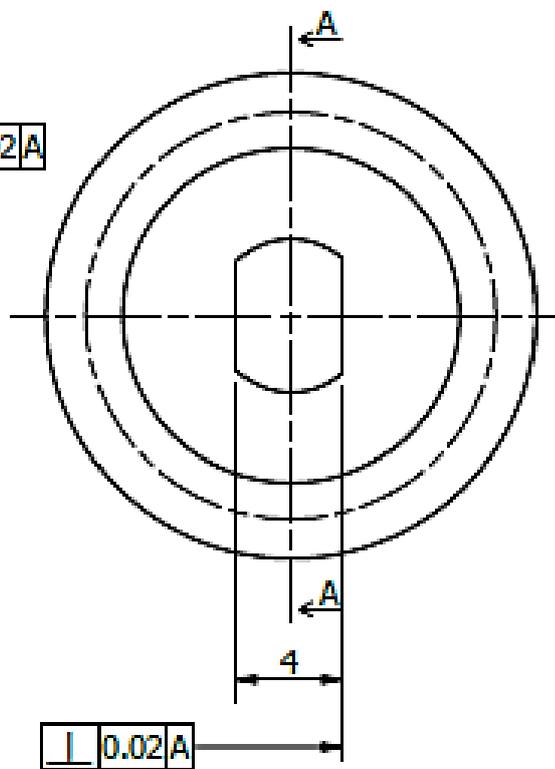
Tolerancia general: ± 0.02

	1	Plán 2_Flexión-Extensión	BRONCE	N/A
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
	FECHA	NOMBRE	 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA <small>ECUADOR</small> SEDE MATRIZ CUENCA	
Dibujado	10/02/2020	R.Thuana/S.Tenesaca		
Comprobado	31/07/2020	John Calle, PhD		

A	ESCALA 1/4	PRÓTESIS BIOMECASTRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO	INGENIERÍA MECATRÓNICA	A
			LÁMINA: 19/26	



SECTION A-A
SCALE 1/4



DATOS	
módulo	0.8
n de dientes	13

ELECTROEROSIÓN POR HILO

N5

Tolerancia general: ± 0.02

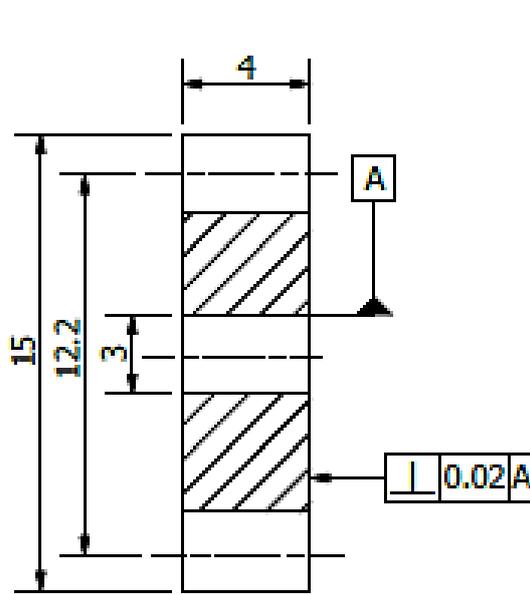
	1	Piñón 1_Fijación-Extensión	BRONCE	N/A
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
	FECHA	NOMBRE	 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA <small>ECUADOR</small> SEDE MATRIZ CUENCA	
Dibujado	10/02/2020	R.Tituana/S.Tenesaca		
Comprobado	31/07/2020	John Calle, PhD		

ESCALA
1 / 4

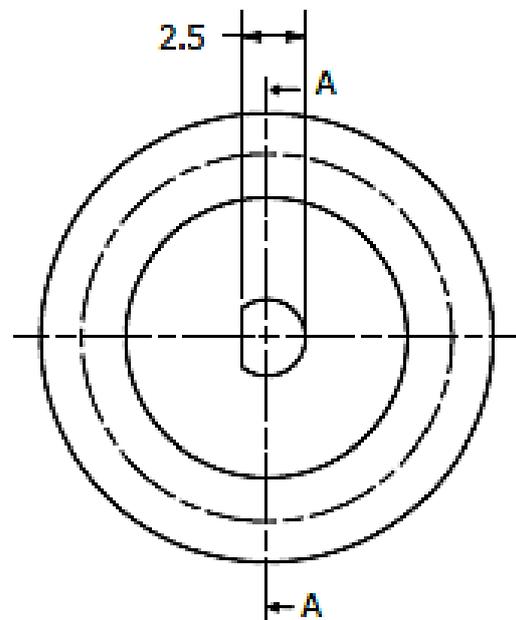
PRÓTESIS BIOMECASTRÓNICA CON SISTEMA DE
CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO

INGENIERÍA MECATRÓNICA

LÁMINA: 20/26



SECTION A-A
SCALE 1/4

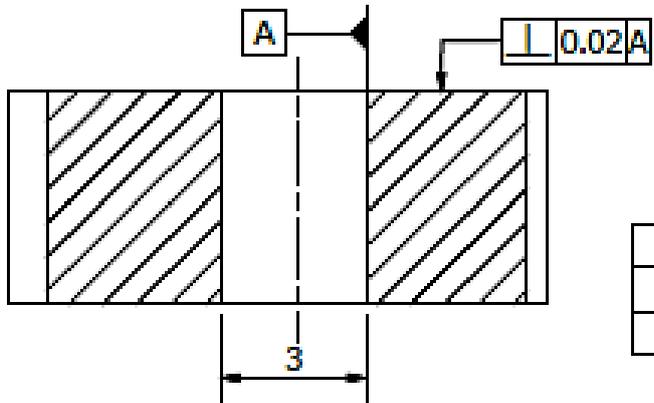
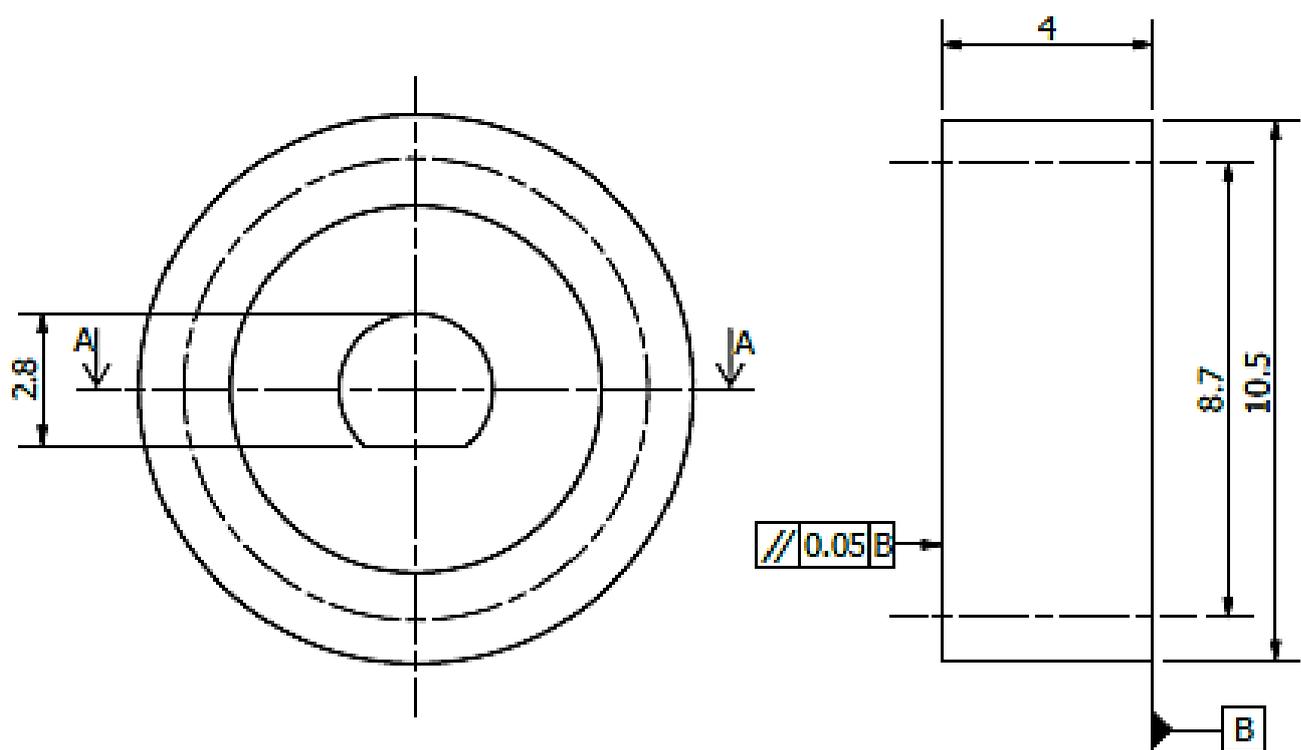


DATOS	
módulo	0.9
nº de dientes	10

ELECTROEROSIÓN POR HILO
 N5
 Tolerancia general: ± 0.02

	1	Placa 2_Fijación-Extensión	BRONCE	N/A
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
	FECHA	NOMBRE	 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA <small>ECUADOR</small> SEDE MATRIZ CUENCA	
Dibujado	10/02/2020	R.Tituana/S.Tenesaca		
Comprobado	31/07/2020	John Calle, PhD		

A	ESCALA 1 / 4	PRÓTESIS BIOMEATRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO	INGENIERÍA MECATRÓNICA	A
			LÁMINA: 21/26	



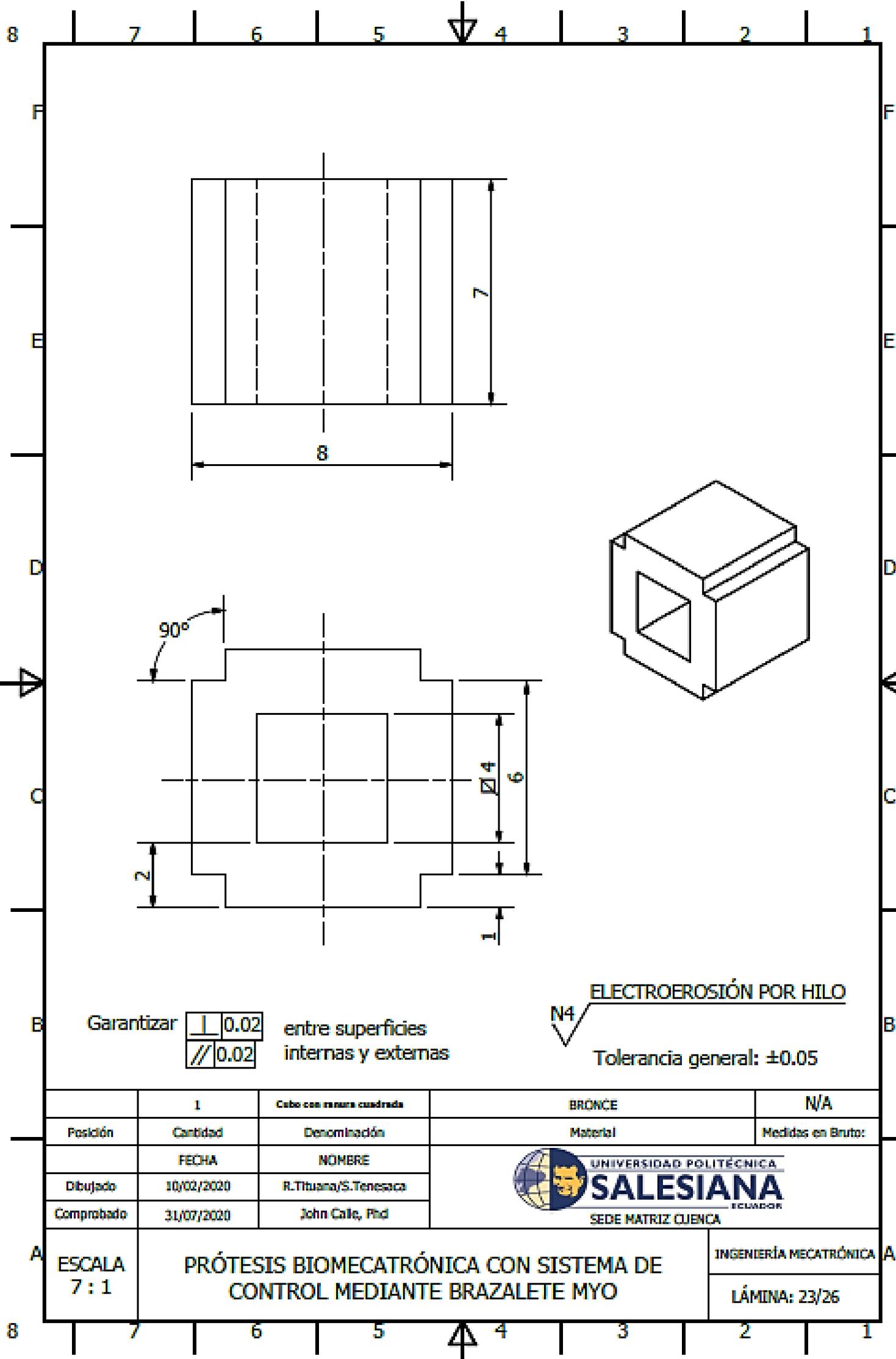
SECTION A-A
SCALE 7 : 1

DATOS	
módulo	0.7
nº de dientes	12

ELECTROEROSIÓN POR HILO
 N5
 Tolerancia general: ± 0.02

	1	Piñón 3_Pronación-Septación	BRONCE	N/A
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
	FECHA	NOMBRE	 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA SEDE MATRIZ CUENCA	
Dibujado	10/02/2020	R.Tihuana/S.Tenesaca		
Comprobado	31/07/2020	John Calle, PhD		

A	ESCALA 7 : 1	PRÓTESIS BIOMEATRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO	INGENIERÍA MECATRÓNICA
			LÁMINA: 22/26

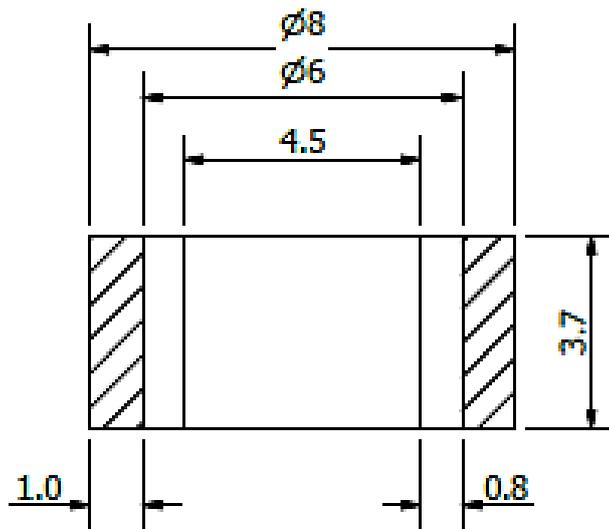


Garantizar \perp 0.02 entre superficies internas y externas
 \parallel 0.02

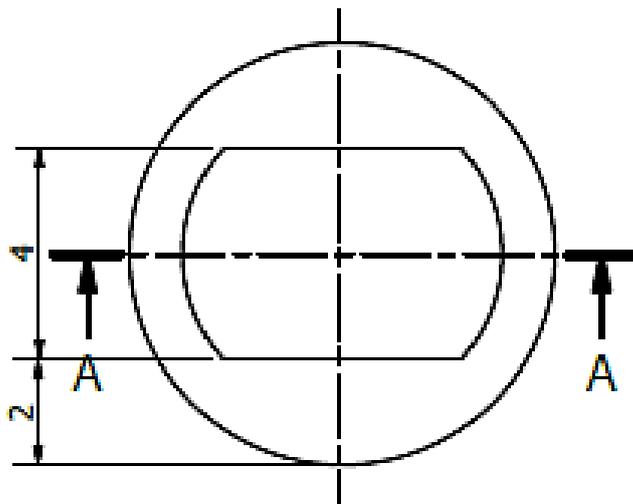
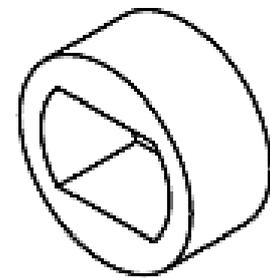
ELECTROEROSIÓN POR HILO
 N4 Tolerancia general: ± 0.05

	1	Cubo con ranura cuadrada	BRONCE	N/A
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
	FECHA	NOMBRE	 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA SEDE MATRIZ CUENCA	
Dibujado	10/02/2020	R.Tituana/S.Tenesaca		
Comprobado	31/07/2020	John Calle, PhD		

A	ESCALA 7 : 1	PRÓTESIS BIOMEATRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO	INGENIERÍA MECATRÓNICA
			LÁMINA: 23/26



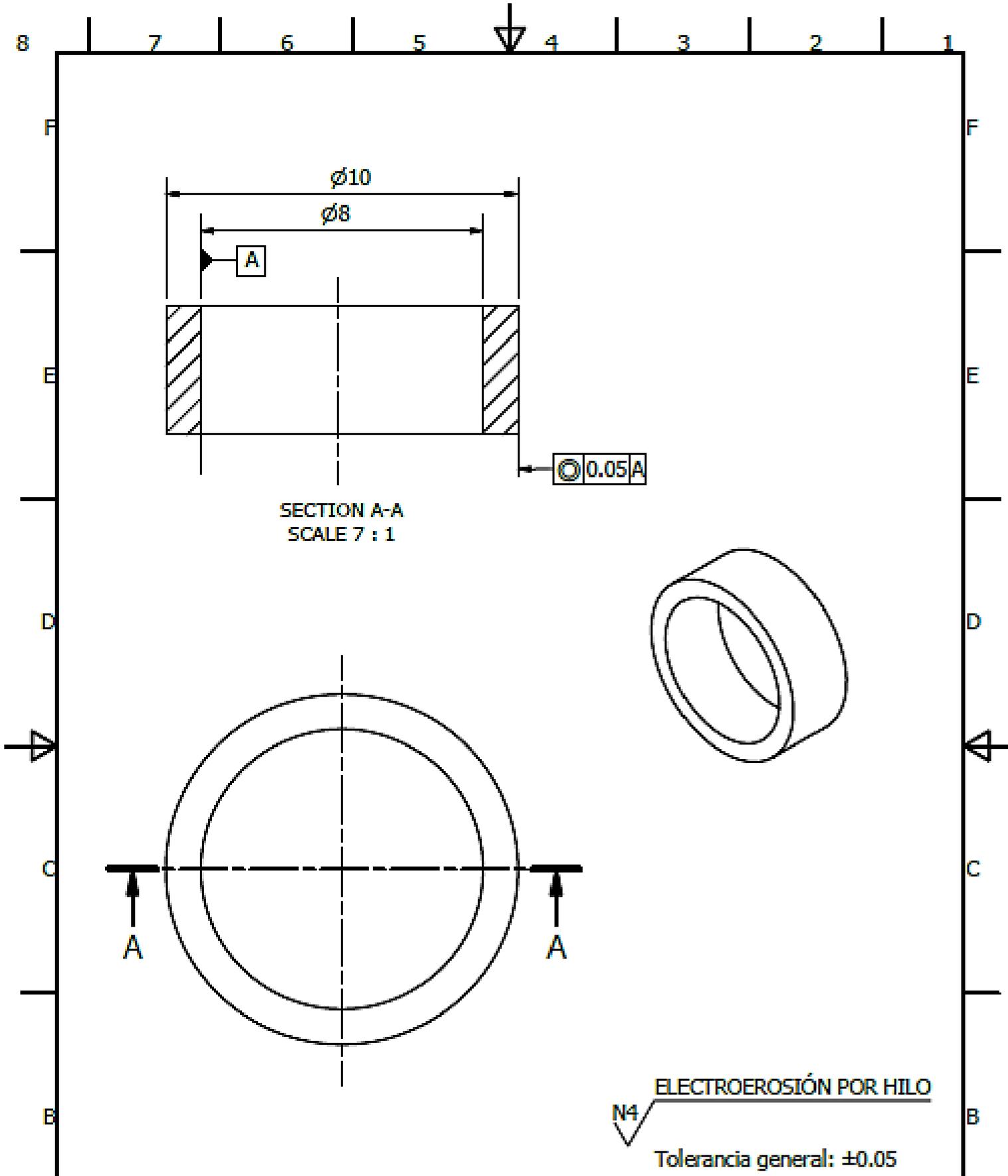
SECTION A-A
SCALE 7 : 1



ELECTROEROSIÓN POR HILO
N4
Tolerancia general: ± 0.05

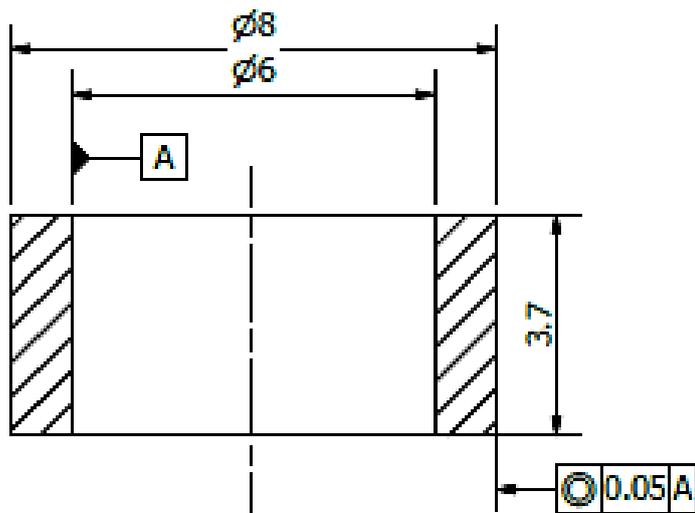
	1	Baja 1	BRONCE	N/A
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
	FECHA	NOMBRE	 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA Ecuador SEDE MATRIZ CUEBKA	
Dibujado	10/02/2020	R.Tituana/S.Tenesaca		
Comprobado	31/07/2020	John Calle, PhD		

A	ESCALA 7 : 1	PRÓTESIS BIOMEATRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO	INGENIERÍA MECATRÓNICA	A
			LÁMINA: 24/26	

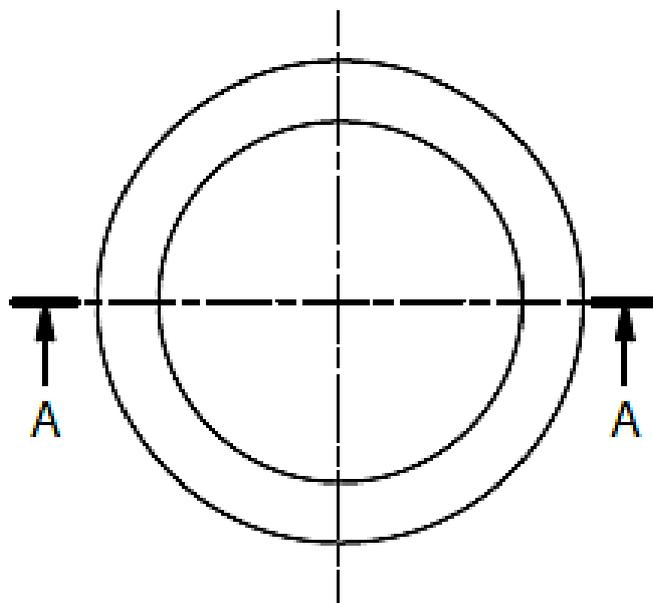
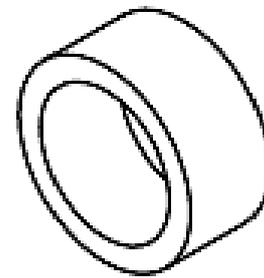


	1	Baja 3	BRONCE	N/A
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
	FECHA	NOMBRE	 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA ECUADOR SEDE MATRIZ CUENCA	
Dibujado	10/02/2020	R.Ttuana/S.Tenesaca		
Comprobado	31/07/2020	John Calle, PhD		

A	ESCALA 7 : 1	PRÓTESIS BIOMECASTRÓNICA CON SISTEMA DE CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO	INGENIERÍA MECATRÓNICA	A
			LÁMINA: 25/26	



SECTION A-A
SCALE 8 : 1



N4 ELECTROEROSIÓN POR HILO
Tolerancia general: ± 0.05

	1	Baja 2	BRONCE	N/A
Posición	Cantidad	Denominación	Material	Medidas en Bruto:
	FECHA	NOMBRE	 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA <small>ECUADOR</small> SEDE MATRIZ CUENCA	
Dibujado	10/02/2020	R.Tituana/S.Tenesaca		
Comprobado	31/07/2020	John Calle, PhD		

ESCALA
8 : 1

PRÓTESIS BIOMEATRÓNICA CON SISTEMA DE
CONTROL MEDIANTE BRAZALETE MYO

INGENIERÍA MECATRÓNICA

LÁMINA: 26/26

APÉNDICE II – Código de programación de la prótesis

```
//CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN DE LA PLACA ARDUINO PROMINI
//UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
//TESIS DE INGENIERÍA MECATRÓNICA
//RONNY TITUANA-SANTIAGO TENESACA

/*PLANIFICAR PROGRAMACION
-PRIMERO VA LA PARTE DE OBTENCION DE DATOS DEL BRAZALETE
-SE DEBE ENVIAR LAS ORDENES AL ARDUINO NANO
-EJECUTAR LAS ORDENES ES DECIR ENCENDER LOS MOTORES
-COMPROBAR LA POSICION Y ESPERAR POR LA SIGUIENTE OTRA ORDEN*/

#include <MyoBridge.h>
#include <SoftwareSerial.h>
//----PARAMETROS DE BRAZALETE MYO----
float alpha=0.05;
float filt[8]={0,0,0,0,0,0,0,0};
int data[8]={0,0,0,0,0,0,0,0};
//-----
//----PARAMETROS CONTROL MOTORES----
const int pwmfe=11;

const int m3=9;//PULGAR
const int m31=8;
const int m2=7;//GIRO
const int m21=6;
const int m1=5;//FLEXION EXTENSION
const int m11=4;//

const int pm3=A3;
int valorpm3=0;
const int pm2=A2;
int valorpm2=0;
const int pm1=A1;
int valorpm1=0;
//-----

//SoftwareSerial connection to MyoBridge
SoftwareSerial bridgeSerial(2,3);

//initialize MyoBridge object with software serial connection
MyoBridge bridge(bridgeSerial);

//declare a function to handle EMG data
void handleEMGData(int8_t data[8]) {

    ////////////perfectirijillo
    filt[0]=((alpha*constrain(abs(data[0]),3,45))+((1-
alpha)*constrain(abs(filt[0]),3,45)));
    filt[1]=((alpha*constrain(abs(data[1]),3,45))+((1-
alpha)*constrain(abs(filt[1]),3,45)));
    filt[2]=((alpha*constrain(abs(data[2]),3,45))+((1-
alpha)*constrain(abs(filt[2]),3,45)));
    filt[3]=((alpha*constrain(abs(data[3]),3,45))+((1-
alpha)*constrain(abs(filt[3]),3,45)));
    filt[4]=((alpha*constrain(abs(data[4]),3,45))+((1-
alpha)*constrain(abs(filt[4]),3,45)));
    filt[5]=((alpha*constrain(abs(data[5]),3,45))+((1-
alpha)*constrain(abs(filt[5]),3,45)));
```

```

    filt[6]=(alpha*constrain(abs(data[6]),3,45))+((1-
alpha)*constrain(abs(filt[6]),3,45));
    filt[7]=(alpha*constrain(abs(data[7]),3,45))+((1-
alpha)*constrain(abs(filt[7]),3,45));

    Serial.print(filt[0]);
    Serial.print(" ");

    Serial.print(filt[1]);
    Serial.print(" ");

    Serial.print(filt[2]);
    Serial.print(" ");

    Serial.print(filt[3]);
    Serial.print(" ");

    Serial.print(filt[4]);
    Serial.print(" ");

    Serial.print(filt[5]);
    Serial.print(" ");

    Serial.print(filt[6]);
    Serial.print(" ");

    Serial.print(filt[7]);
    Serial.println(" ");

//DOBLE TOQUE INDICE CON PULGAR=APERTURA EXTENSIÓN DE MANO
if(filt[0]>16 && filt[1]>16 && filt[3]<10 and filt[7]<10){
    Serial.println("A");
    abrepulgar(700);
    alrededorflexion(600,650);
    alrededorgiro(500,550);
}
//PUÑO=AGARRE LATERAL O DE TARJETA
if(filt[0]>16 && filt[1]>16 && filt[4]>16 && filt[5]>16 && filt[6]>16 &&
filt[7]>16 && filt[2]<16 && filt[3]<16){
    Serial.println("B");
    cierrapulgar(300);
    alrededorflexion(600,650);
    alrededorgiro(500,550);
}
//PALMA HACIA AFUERA= AGARRE CILINDRICO(BOTELLA)
if(filt[0]<32 && filt[0]>28 && filt[1]>23 && filt[1]<28 && filt[7]>13 &&
filt[7]<19 && filt[6]>10 && filt[6]<13 && filt[2]>10 && filt[2]<=16 &&
filt[3,4,5]<=10){
    Serial.println("C");
    alrededorpulgar(550,600);
    alrededorflexion(600,650);
    alrededorgiro(500,550);
}
//PALMA HACIA ADENTRO=AGARRE CILINDRICO(MARCADOR)
if(filt[0]>10 && filt[0]<17 && filt[5]>18 && filt[5]<24 && filt[4]>16 &&
filt[4]<=18 && filt[6]>22 && filt[6]<26 && filt[1,2,3,7]<8){
    Serial.println("D");
    alrededorpulgar(450,500);
    horflexion(800);
    alrededorgiro(500,550);
}

```

```

}
//PALMA HACIA ARRIBA=AGARRE DE PRECISIÓN
if(filt[0]>21 && filt[0]<=32 && filt[1]>11 && filt[1]<=15 &&
filt[2,3,4,5,6,7]<8){
  Serial.println("E");
  cierrapulgar(300);
  alredecorflexion(700,750);
  alredecorgiro(500,550);
}
//PALMA ESTIRADA=AGARRE TIPO GANCHO
if(filt[0]>=23 && filt[0]<=31 && filt[1]>=19 && filt[1]<=22 && filt[6]>=12
&& filt[6]<=22 && filt[7]>=14 && filt[7]<=18 && filt[5]>=10 && filt[5]<16 &&
filt[2]>=9 && filt[2]<=13 && filt[3,4]<=8){
  Serial.println("F");
  cierrapulgar(300);
  alredecorflexion(600,630);
  alredecorgiro(700,750);
}
}
///PULGAR HACIA ARRIBA=POSICIÓN DE TECLEO
if(filt[0]>=6 || filt[0]>=6 && filt[1,2,3,4,5,7]<6){
  Serial.println("G");
  cierrapulgar(300);
  antflexion(500);
  alredecorgiro(700,800);
}
}

void setup() {
  //initialize both serial connections
  Serial.begin(115200);
  bridgeSerial.begin(115200);

  //---INICIALIZAMOS LOS PUERTOS-----
  Serial.begin(115200);
  pinMode(m3, OUTPUT);
  pinMode(m31, OUTPUT);
  pinMode(m2, OUTPUT);
  pinMode(m21, OUTPUT);
  pinMode(m1, OUTPUT);
  pinMode(m11, OUTPUT);
  pinMode(13, OUTPUT);

  digitalWrite(m31,LOW);
  digitalWrite(m3,LOW);
  digitalWrite(m21,LOW);
  digitalWrite(m2,LOW);
  digitalWrite(m11,LOW);
  digitalWrite(m1,LOW);

  pinMode(pwmfe,OUTPUT);
  analogWrite(pwmfe,156); //VELOCIDAD HASTA 256
  //-----

  //wait until MyoBridge has found Myo and is connected. Make sure Myo is
  not connected to anything else and not in standby!
  Serial.println("Searching for Myo...");
  bridge.begin();
  Serial.println("connected!");

  //set the function that handles EMG data

```

```

    bridge.setEMGDataCallBack(handleEMGData);
    //tell the Myo we want the filtered EMG data
    bridge.setEMGMode(EMG_MODE_SEND);
    //disable sleep mode, so we get continous data even when not synced
    bridge.disableSleep();
}

void loop() {
    //update the connection to MyoBridge
    bridge.update();
}
////////////////////////////////////
//-----PRINCIPALES-----
void alredecorpular(int menor,int mayor){
    leerpulgar();
    while(valorpm3>=menor){
        cerrarpulgar();
        leerpulgar();
    }
    off();
    while(valorpm3<=mayor){
        abriarpulgar();
        leerpulgar();
    }
    off();
}
//-----
void cierrarpulgar(int val){
    leerpulgar();
    while(valorpm3>=val){
        cerrarpulgar();
        leerpulgar();
    }
    off();
}
//-----
void abrearpulgar(int val){
    leerpulgar();
    while(valorpm3<=val){
        abriarpulgar();
        leerpulgar();
    }
    off();
}
//-----
void alredecorgiro(int menor,int mayor){
    leergiro();
    while(valorpm2<=menor){
        horariogiro();
        leergiro();
    }
    off();
    while(valorpm2>=mayor){
        antihorariogiro();
        leergiro();
    }
    off();
}
//-----
void horgiro(int val){

```

```

    leergiro();
    while(valorpm2<=val) {
        horariogiro();
        leergiro();
    }
    off();
}
//-----
void antgiro(int val) {
    leergiro();
    while(valorpm2>=val) {
        antihorariogiro();
        leergiro();
    }
    off();
}
//-----
void alrededorflexion(int menor, int mayor) {
    leerflexion();
    while(valorpm1<=menor) {
        horarioflexion();
        leerflexion();
    }
    off();
    while(valorpm1>=mayor) {
        antihorarioflexion();
        leerflexion();
    }
    off();
}
//-----
void horflexion(int val) {
    leerflexion();
    while(valorpm1<=val) {
        horarioflexion();
        leerflexion();
    }
    off();
}
//-----
void antflexion(int val) {
    leerflexion();
    while(valorpm1>=val) {
        antihorarioflexion();
        leerflexion();
    }
    off();
}
//-----
//*****
//*****
//-----SECUNDARIAS-----
//-----ver por puerto serial los valores de los
potenciometros-----
void leerymostrarpulgares()
{
    valorpm3=analogRead(pm3);
    Serial.print("pulgares=");
    Serial.println(valorpm3);
}
void leerymostrargiro()

```

```

{
  valorpm2=analogRead(pm2);
  Serial.print("giro=");
  Serial.println(valorpm2);
}
void leerymostrarflexion()
{
  valorpm1=analogRead(pm1);
  Serial.print("flexion=");
  Serial.println(valorpm1);
}
//-----leer-----
void leerpulgar() {
  valorpm3=analogRead(pm3);
}
void leergiro() {
  valorpm2=analogRead(pm2);
}
void leerflexion() {
  valorpm1=analogRead(pm1);
}
//-----
void velocidad()
{
  digitalWrite(pwmfe, HIGH);
}
void cerrarpulgar()
{
  digitalWrite(m3, HIGH);
  digitalWrite(m31, LOW);
}
void abrirpulgar()
{
  digitalWrite(m3, LOW);
  digitalWrite(m31, HIGH);
}
void horariogiro() {
  digitalWrite(m2, LOW);
  digitalWrite(m21, HIGH);
}
void antihorariogiro() {
  digitalWrite(m2, HIGH);
  digitalWrite(m21, LOW);
}
void antihorarioflexion()
{
  digitalWrite(pwmfe, HIGH);
  digitalWrite(m1, LOW);
  digitalWrite(m11, HIGH);
}
}
void horarioflexion()
{
  digitalWrite(pwmfe, HIGH);
  digitalWrite(m1, HIGH);
  digitalWrite(m11, LOW);
}
}
void off()
{
  digitalWrite(m1, LOW);
}

```

```

    digitalWrite(m11, LOW);
    digitalWrite(m2, LOW);
    digitalWrite(m21, LOW);
    digitalWrite(m3, LOW);
    digitalWrite(m31, LOW);
    digitalWrite(pwmfe, LOW);
}

```

```

//CÓDIGO DE PROGRAMACIÓN DE LA PLACA ARDUINO NANO
//UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
//TESIS DE INGENIERÍA MECATRÓNICA
//RONNY TITUANA-SANTIAGO TENESACA

```

```

/*PARTES DE LA PROGRAMACION
-SE RECIBE LA ORDEN Y COMPARA CUAL ES
-SE EJECUTA EL MOVIMIENTO ENCENDIENDO MOTORES
-SE COMPRUEBA CON LOS POTENCIOMETROS */

```

```

//--PARAMETROS DE CONTROL DE MOTORES-----
int m7=11;//menique
int m71=10;
int m6=9;//anular
int m61=8;
int m5=7;//medio
int m51=6;
int m4=5;//indice
int m41=4;
const int pm4=A4;//indice
int valorpm4=0;
const int pm5=A5;//medio
int valorpm5=0;
const int pm6=A6;//anular
int valorpm6=0;
const int pm7=A7;//menique
int valorpm7=0;
//-----

```

```

void setup() {
    Serial.begin(115200);
    pinMode(m7, OUTPUT);
    pinMode(m71, OUTPUT);
    pinMode(m6, OUTPUT);
    pinMode(m61, OUTPUT);
    pinMode(m5, OUTPUT);
    pinMode(m51, OUTPUT);
    pinMode(m4, OUTPUT);
    pinMode(m41, OUTPUT);

    digitalWrite(m41, LOW);
    digitalWrite(m4, LOW);
    digitalWrite(m51, LOW);
    digitalWrite(m5, LOW);
    digitalWrite(m61, LOW);
    digitalWrite(m6, LOW);
    digitalWrite(m71, LOW);
    digitalWrite(m7, LOW);
}

```

```

void loop() {
    // put your main code here, to run repeatedly:

```

```

if (Serial.available())
{
  char lect=Serial.read();
  Serial.println(lect);
  switch(lect){
    //APERTURA EXTENSIÓN DE MANO
    case 'A':
      Serial.println("1");
      abremenique(1000);
      abreanular(1000);
      abremedio(1000);
      abreindice(1000);
      break;
    //AGARRE LATERAL O DE TARJETA
    case 'B':
      Serial.println("2");
      cierramenique(70);
      cierraanular(70);
      cierramedio(70);
      cierraindice(70);
      break;
    //AGARRE CILINDRICO (BOTELLA)
    case 'C':
      Serial.println("3");
      alrededormenique(550,600);
      alrededoranular(550,600);
      alrededormedio(550,600);
      alrededorindice(550,600);
      break;
    //AGARRE CILINDRICO (MARCADOR)
    case 'D':
      Serial.println("4");
      cierramenique(70);
      cierraanular(70);
      cierramedio(70);
      alrededorindice(200,250);
      break;
    //AGARRE DE PRECISIÓN
    case 'E':
      Serial.println("5");
      alrededormenique(600,650);
      alrededoranular(500,550);
      alrededormedio(400,450);
      alrededorindice(150,200);
      break;
    //AGARRE TIPO GANCHO
    case 'F':
      Serial.println("6");
      cierramenique(70);
      cierraanular(70);
      cierramedio(70);
      cierraindice(70);
      break;
    //POSICIÓN DE TECLEO
    case 'G':
      Serial.println("7");
      cierramenique(70);
      cierraanular(70);
      cierramedio(70);
      alrededorindice(700,800);
      break;
  }
}

```

```

    }

}

}
}
//////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
//-----PRINCIPALES-----
void alredecorindice(int menor,int mayor){
    leerindice();
    while(valorpm4>=menor){
        cerrarindice();
        leerindice();
    }
    off();
    while(valorpm4<=mayor){
        abririndice();
        leerindice();
    }
    off();
}

void abreindice(int val){
    leerindice();
    while(valorpm4<=val){
        abririndice();
        leerindice();
    }
    off();
}

void cierraindice(int val){
    leerindice();
    valorpm4=analogRead(pm4);
    while(valorpm4>=val){
        cerrarindice();
        leerindice();
        valorpm4=analogRead(pm4);
    }
    off();
}

//-----
void alredecormedio(int menor,int mayor){
    leermedio();
    while(valorpm5>=menor){
        cerrarmedio();
        leermedio();
    }
    off();
    while(valorpm5<=mayor){
        abrirmedio();
        leermedio();
    }
    off();
}

void cierramedio(int val){
    leermedio();
    while(valorpm5>=val){
        cerrarmedio();
        leermedio();
    }
    off();
}
}

```

```

void abremedio(int val){
    leermedio();
    while(valorpm5<=val){
        abrimedio();
        leermedio();
    }
    off();
}
//-----
void alredecoranular(int menor,int mayor){
    leeranular();
    while(valorpm6>=menor){
        cerraranular();
        leeranular();
    }
    off();
    while(valorpm6<=mayor){
        abriranular();
        leeranular();
    }
    off();
}
void cierraanular(int val){
    leeranular();
    while(valorpm6>=val){
        cerraranular();
        leeranular();
    }
    off();
}
void abreanular(int val){
    leeranular();
    while(valorpm6<=val){
        abriranular();
        leeranular();
    }
    off();
}
//-----
void alredecormenique(int menor,int mayor){
    leermenique();
    while(valorpm7>=menor){
        cerrarmenique();
        leermenique();
    }
    off();
    while(valorpm7<=mayor){
        abrirmenique();
        leermenique();
    }
    off();
}
void abremenique(int val){
    leermenique();
    while(valorpm7<=val){
        abrirmenique();
        leermenique();
    }
    off();
}
void cierramenique(int val){

```

```

    leermenique();
    while(valorpm7>=val) {
        cerrarmenique();
        leermenique();
    }
    off();
}
//-----SECUNDARIAS-----
//-----leer por puerto serial los valores de los potenci6metros----
void leerymostrartodos() {
    valorpm7=analogRead(pm7);
    valorpm6=analogRead(pm6);
    valorpm5=analogRead(pm5);
    valorpm4=analogRead(pm4);
    Serial.print("motor7=");
    Serial.println(valorpm7);
    Serial.print("motor6=");
    Serial.println(valorpm6);
    Serial.print("motor5=");
    Serial.println(valorpm5);
    Serial.print("motor4=");
    Serial.println(valorpm4);
}
void leerymostrarmenique() {
    valorpm7=analogRead(pm7);
    Serial.print("motor7=");
    Serial.println(valorpm7);
}
void leerymostraranular() {
    valorpm6=analogRead(pm6);
    Serial.print("motor6=");
    Serial.println(valorpm6);
}
void leerymostrarmedio() {
    valorpm5=analogRead(pm5);
    Serial.print("motor5=");
    Serial.println(valorpm5);
}
void leerymostrarindice() {
    valorpm4=analogRead(pm4);
    Serial.print("motor4=");
    Serial.println(valorpm4);
}
//-----leer-----
void leermenique() {
    valorpm7=analogRead(pm7);
}
void leeranular() {
    valorpm6=analogRead(pm6);
}
void leermedio() {
    valorpm5=analogRead(pm5);
}
void leerindice() {
    valorpm4=analogRead(pm4);
}
//-----
void abrintodos()
{
    digitalWrite(m71,HIGH);
    digitalWrite(m7,LOW);
}

```

```

        digitalWrite(m61, HIGH);
        digitalWrite(m6, LOW);
        digitalWrite(m51, HIGH);
        digitalWrite(m5, LOW);
        digitalWrite(m41, HIGH);
        digitalWrite(m4, LOW);
    }
void cerrartodos()
{
    digitalWrite(m71, LOW);
    digitalWrite(m7, HIGH);
    digitalWrite(m61, LOW);
    digitalWrite(m6, HIGH);
    digitalWrite(m51, LOW);
    digitalWrite(m5, HIGH);
    digitalWrite(m41, LOW);
    digitalWrite(m4, HIGH);
}
void abrirmenique()
{
    digitalWrite(m71, HIGH);
    digitalWrite(m7, LOW);
}
void cerrarmenique()
{
    digitalWrite(m71, LOW);
    digitalWrite(m7, HIGH);
}
void abriranular()
{
    digitalWrite(m61, HIGH);
    digitalWrite(m6, LOW);
}
void cerraranular()
{
    digitalWrite(m61, LOW);
    digitalWrite(m6, HIGH);
}
void abrirmedio()
{
    digitalWrite(m51, HIGH);
    digitalWrite(m5, LOW);
}
void cerrarmedio()
{
    digitalWrite(m51, LOW);
    digitalWrite(m5, HIGH);
}
void abririndice()
{
    digitalWrite(m41, HIGH);
    digitalWrite(m4, LOW);
}
void cerrarindice()
{
    digitalWrite(m41, LOW);
    digitalWrite(m4, HIGH);
}
void off()
{
    digitalWrite(m41, LOW);
}

```

```
digitalWrite(m4, LOW);  
digitalWrite(m51, LOW);  
digitalWrite(m5, LOW);  
digitalWrite(m61, LOW);  
digitalWrite(m6, LOW);  
digitalWrite(m71, LOW);  
digitalWrite(m7, LOW);  
}
```