



Pontificia Universidad  
**JAVERIANA**  
Cali

Facultad de Ingeniería  
y Ciencias  
Ingeniería Electrónica

INFORME TRABAJO DE GRADO

# Diseño de Sistema Electromecánico y de Control de Giro de Muñeca en una Prótesis Mioeléctrica

Juan José Cobo Moreno

Santiago Portillo Rosero

*Director*

Dr. Alexander Martínez Álvarez

*Codirector*

Dra. Sofía C. Henao

25 de octubre de 2024

# Agradecimientos

El presente trabajo de grado lo dedicamos principalmente a nuestros padres, familiares y amigos, por su cariño, acompañamiento y apoyo durante estos años, sin ustedes nada de esto hubiese sido posible.

A la Pontificia Universidad Javeriana Cali, por el conocimiento, el espacio para desarrollarnos profesionalmente y por habernos brindado todas las herramientas para implementar este proyecto.

A la empresa Prótesis Avanzadas por su asesoría, el tiempo dedicado a lo largo del desarrollo de este proyecto y por proporcionarnos los electrodos necesarios.

A los profesores Dr. Alexánder Martínez Álvarez y Dra. Sofía C. Henao, por brindarnos en todo momento la ayuda necesaria para la realización del proyecto, desde su concepción hasta su desarrollo e implementación, y por compartir generosamente su conocimiento con nosotros.

Al profesor Ing. Simón Plata, quien nos brindó un apoyo invaluable durante las etapas de diseño e implementación del proyecto. Su disposición y conocimiento fueron clave para avanzar en las distintas fases, y su tiempo de acompañamiento fue fundamental para superar los obstáculos que se presentaron.

# Diseño de Sistema Electromecánico y de Control de Giro de Muñeca en una Prótesis Mioeléctrica

*Juan José Cobo Moreno*  
Estudiante de Ingeniería Electrónica  
Pontificia Universidad Javeriana Cali  
Cali, Colombia  
[juanjosecobom@javerianacali.edu.co](mailto:juanjosecobom@javerianacali.edu.co)

*Santiago Portillo Rosero*  
Estudiante de Ingeniería Electrónica  
Pontificia Universidad Javeriana Cali  
Cali, Colombia  
[santiagoportillo@javerianacali.edu.co](mailto:santiagoportillo@javerianacali.edu.co)

**Abstract**— Nowadays, many upper-limb prosthetics are centered on the actuation of the end-effector through electromechanical control. In this thesis, a wrist rotation myoelectric prosthetic device system was designed, tested, and validated, utilizing CDIO methodology throughout the entirety of the project. The prosthetic device was designed considering prosthetics devices developed by the company Prótesis Avanzadas. Each component of the system was designed and subjected to tests to validate its functionality. Finally, the different parts were integrated into a single device, validating its functionality to achieve a control system of the wrist rotation in a myoelectric prosthetic device.

**Keywords:** *Prosthetics, electromechanical, myoelectric, CDIO.*

## I. INTRODUCCIÓN

Las extremidades desempeñan un papel fundamental en la ejecución de las actividades diarias, esto debido a que son las partes del cuerpo que se utilizan principalmente para interactuar con el entorno y llevar a cabo una amplia gama de tareas. Las extremidades superiores permiten agarrar, manipular objetos y realizar muchas tareas que requieren cierta precisión. La pérdida de una extremidad puede conllevar un gran impacto en la vida de una persona tanto a nivel físico como a nivel emocional, esta es una situación que llevará inevitablemente a cierta reducción de capacidades en el momento de desarrollarse tanto profesional como personalmente, al limitar su habilidad para ejercer ciertas actividades de la vida cotidiana [1].

Las prótesis son elementos artificiales que permiten a pacientes con amputaciones reemplazar un miembro perdido, ya sea por funcionalidad mecánica o apariencia estética. Actualmente, muchas prótesis de extremidad superior se centran en la actuación del efector final (la garra o mano) mediante control electromecánico. Sin embargo, el diseño y aplicación de un control electromecánico para el giro de la muñeca es menos común, implementándose generalmente de forma manual con la intervención de la mano opuesta.

Existen productos como los de Ottobock [2] para la actuación del giro de muñeca o el Hero Arm de Open Bionics, que se ve en la Figura 1 [3], no obstante, estas opciones tienden a ser de alto costo para los usuarios, por lo que el desarrollo de una opción más asequible que cumpla con ciertos requerimientos es esencial en un mundo donde la calidad de vida de las personas con amputaciones se ve afectada de manera sustancial.



**Figura 1** - Imagen promocional de Prótesis Hero Arm por Open Bionics [3].

La rotación de la muñeca en prótesis es esencial para tareas cotidianas como abrir puertas, manipular objetos o usar herramientas. La ausencia de estos movimientos en prótesis básicas lleva a movimientos compensatorios significativos, como mayor inclinación del torso al abrir puertas, mayor uso del brazo no afectado al levantar objetos, y compensaciones con el cuello al beber de una taza. Estos patrones de movimiento compensatorio pueden sobrecargar articulaciones y músculos no diseñados para tales movimientos, potencialmente generando lesiones en el sistema musculoesquelético a largo plazo [4] [5]

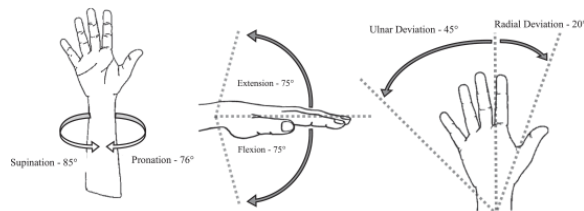
La empresa Prótesis Avanzadas<sup>1</sup> ha puesto en el mercado prótesis que tienen control mioeléctrico actuado, como la A3D, que puede observarse en la Figura 2, y la AKTIO cosmética [6] [7]. Estas prótesis cuentan con un control de agarre y movilidad de los dedos de la mano, completamente actuados por medio de señales mioeléctricas, además de un sistema de giro de muñeca manual. El desafío, entonces, consiste en el desarrollo de un sistema de giro de muñeca actuado y controlado también por señales mioeléctricas.



**Figura 2** - Imagen promocional de Prótesis Mioeléctrica A3D por Prótesis Avanzadas S.A.S [7].

La muñeca humana se caracteriza por tener los movimientos de extensión y flexión, es decir, la

inclinación de la muñeca hacia arriba o hacia abajo desde el punto de vista de la palma mirando hacia el suelo, así como la desviación ulnar y radial, que es el movimiento horizontal de la muñeca [8][9]. Adicionalmente, se tiene el movimiento de supinación y pronación, que sucede desde el codo y afecta todo el movimiento del antebrazo y la mano. Estos movimientos se representan en la Figura 3.



**Figura 3** - Grados de libertad de la muñeca humana [9].

Los movimientos de supinación y pronación tienen un rango promedio de 85° y 76° grados de giro, la extensión y flexión tiene 75° cada una y las desviaciones ulnar y radial tienen 45° y 20° respectivamente. Sin embargo, cabe resaltar que un humano promedio no utilizará el rango completo de movimiento y llegará a utilizar consecuentemente un rango menor [9].

En este contexto, este documento presenta una solución para una muñeca protésica de un grado de libertad, que permite el giro de la misma a través de los movimientos de pronación y supinación, utilizando señales mioeléctricas para su control. Esto representa un desarrollo importante para la implementación de una prótesis de muñeca funcional y la búsqueda de una mejor calidad de vida de los pacientes.

Aunque no existen normativas específicas para el diseño de prototipos de prótesis, es crucial considerar las normativas de salubridad, seguridad y diseño adecuado al paciente para futuros proyectos que involucren a personas en las pruebas. Entre las

<sup>1</sup> Para más información sobre la empresa: <https://www.protesisavanzadas.co>

normativas aplicables están el Decreto 4725/05, las Resoluciones 4816/2008, 5261/1994 (Artículo 12), 5521/2013, la Norma NTC 3648, la Norma NTC-ISO 13485/06 y la Resolución 1319/2010, que regulan la calidad, vigilancia, y aseguramiento de dispositivos médicos y su manufactura.

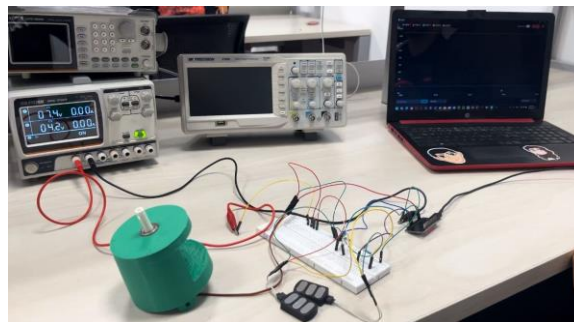
A continuación, en el documento se presenta la metodología utilizada en el proyecto, sus alcances y resultados, así como las conclusiones obtenidas. Finalmente, se anexan documentos e información pertinente al desarrollo del proyecto.

## II. METODOLOGÍA

Para este proyecto de grado se optó por seguir el modelo CDIO, que propone la concepción, el diseño, la implementación y la operación de soluciones de ingeniería, frente a las necesidades identificadas en un contexto determinado [10]. Esta metodología, utilizada en ingeniería, proporciona un marco para el desarrollo de proyectos que abarca desde la concepción de ideas hasta la operación del producto, permitiendo un proceso organizado y enfocado en la implementación del sistema.

El proyecto comenzó con la concepción, donde se identificaron las necesidades del usuario y se investigó el estado del arte en prótesis y actuación electromecánica para el giro de muñeca. A partir de esta investigación, se pasó a la etapa de diseño, en la cual se definieron los requisitos de fuerza necesarios para el movimiento mecánico y se seleccionaron componentes y materiales, integrando tanto el diseño mecánico como el diseño eléctrico y electrónico del sistema de control. Se hizo el diseño con el fin de asegurar que el sistema pudiera soportar las exigencias físicas del movimiento, y se detallaron los circuitos y configuraciones necesarias para su funcionamiento.

Subsiguientemente, en la etapa de implementación, se hicieron pruebas preliminares para identificar el sistema de control a implementar en la prótesis. Para esto se construyó un circuito de prueba, utilizando componentes comerciales de bajo costo para simular cómo se haría el control del giro. Este circuito de prueba se muestra en la Figura 4.



**Figura 4** - Circuito de prueba - sistema de control.

Al mismo tiempo, se trabajó con el diseño del acople de la prótesis existente de la empresa Prótesis Avanzadas. Una vez identificados los componentes, verificando los diseños de circuito y la lógica de control, se prosiguió a construir el prototipo funcional con respecto a los componentes, materiales y diseños elegidos, con el fin de comenzar una serie de pruebas básicas de fuerza y así comprobar el funcionamiento del control y la utilidad del diseño. A continuación, se explicarán con más detalle estos procesos y se mencionarán algunos requerimientos que debe cumplir el sistema, para así tener un producto de calidad y con una alta durabilidad.

### A. Torque

La primera etapa del proyecto consistió en identificar los requisitos de fuerza física del sistema mecánico de la prótesis mioeléctrica. El objetivo era desarrollar un diseño que se aproxime lo más cerca posible a los límites de fuerza promedio de un miembro humano, sin excederlos.

Se realizó una investigación bibliográfica donde se identificó la fuerza promedio de supinación y pronación de la muñeca en un grupo de personas ante diferentes tipos de agarre.

De acuerdo con los resultados encontrados, un torque de 60 kg-cm se consideró suficiente para otorgarle a la persona las capacidades físicas necesarias para las actividades cotidianas [11][12]. Puesto que esto es un prototipo que utiliza inicialmente un servomotor para generar el sistema de actuación del giro de muñeca, se determinó que el rango para escoger el torque del

servomotor debería estar entre 30 y 60 kg-cm para poder evaluar apropiadamente pruebas sencillas de fuerza del sistema, como el agarre de diferentes objetos no tan pesados [13].

## **B. Resistencia**

El antebrazo debe ser capaz de soportar tanto el peso del efector final como las fuerzas aplicadas durante el uso cotidiano. Para ello, se requiere un material con alta resistencia a la tracción y compresión. Además, los componentes internos, como las placas de circuito impreso y las baterías, deben estar adecuadamente protegidos contra golpes y vibraciones, utilizando soportes que garanticen su estabilidad e integridad estructural.

## **C. Durabilidad**

La prótesis debe estar fabricada con materiales que ofrezcan resistencia a la corrosión, el desgaste y los productos químicos. Esto incluye el uso de materiales como acero inoxidable o duraluminio en los acoples y uniones, para asegurar su larga vida útil. Asimismo, los componentes electrónicos deben estar sellados y protegidos frente al agua y el polvo, con uniones impermeables que protejan el interior de la prótesis, prolongando así su funcionalidad y fiabilidad en diversas condiciones.

## **D. Peso**

La prótesis deberá ser ligera, con el fin de minimizar la fatiga del usuario. Para ello, se utilizarán materiales ligeros y diseños optimizados que reduzcan el peso sin comprometer la resistencia o la durabilidad. Tras revisar diversos estudios, se determinó que el peso del sistema no debe exceder el 35-40% del peso promedio del antebrazo, que representa aproximadamente el 1.72% del peso corporal total. Por ejemplo, en un usuario con un peso de 70 kg, el antebrazo pesaría cerca de 1.204 kg, lo que implica que la prótesis

debería pesar entre 420 y 482 gramos para cumplir con estos requerimientos [14] [15].

## **E. Tamaño**

Para garantizar que la prótesis se adapte adecuadamente al usuario, debe diseñarse de manera compacta, considerando las variaciones en los casos individuales y las características de la lesión. Se establece que la longitud de la prótesis no debe exceder la longitud del antebrazo natural del usuario, ajustándose a un rango menor a 20 cm de longitud, permitiendo así que la prenda de vestir, como una camisa de manga larga, pueda usarse cómodamente sin que la prótesis sobresalga del perfil del miembro superior, además que permita realizar la conexión con el socket y el miembro residual.

## **F. Sistema de detección de señales mioeléctricas**

Los electrodos son conductores eléctricos que se encuentran en todo momento en contacto con la superficie de la piel y son utilizados para medir la actividad eléctrica generada por el músculo durante una contracción, la cual es traducida en tensión, y posteriormente, que puede ser usada para el control, en este caso, de una prótesis [16] [17] [18].

A través de la empresa Prótesis Avanzadas, se obtuvieron dos módulos sensores de señales mioeléctricas<sup>2</sup>, los cuales tienen un rango de operación de señal de salida de 0V a 5V aproximadamente.

En conjunto con estos sensores, se probó preliminarmente el control con un servomotor MG995, utilizando un código básico que permite el movimiento del motor al detectar una señal mayor a un umbral o límite arbitrario.

Tras las pruebas iniciales y consultas con personas con conocimiento en el área de control, se determinó que un control apropiado se logra por medio de la

---

<sup>2</sup> Debido a que son módulos diseñados y producidos por Prótesis Avanzadas, no se puede dar más

información sobre su funcionamiento por temas de confidencialidad

activación proporcional del giro del motor según la intensidad de la señal, es decir, entre mayor sea la señal mioeléctrica detectada, más rápido girará el servomotor.

Se identificó la necesidad de reducir el voltaje de la señal de salida del sensor de 5V a 3.3V, para evitar interferencias con otras etapas del sistema electrónico diseñado. Para esto se diseñó un sistema con base en un LDO<sup>3</sup>, sin embargo, tras la fase de pruebas se determinó que un divisor de tensión sería mucho más apropiado para obtener un valor preciso de la señal.

### G. Diseño electrónico

La modularidad fue un aspecto clave en el diseño de esta prótesis mioeléctrica de muñeca. Al dividir el sistema en módulos independientes, se facilita su mantenimiento, actualización y posible expansión en el futuro.

Se va a profundizar en los tres circuitos electrónicos principales con diferentes funcionalidades, para los que se desarrolló su correspondiente soporte físico (PCB). Además, en el Anexo 1, se detalla todo el proceso de ideación, selección de componentes y desarrollo integral del proyecto, proporcionando una visión más completa del diseño y las decisiones tomadas.

1. **Módulo de carga - descarga:** Este módulo gestiona tanto la alimentación como la descarga de la batería del dispositivo. Se utilizó un IC específico para este propósito, con un arreglo de circuito recomendado por el fabricante del IC para garantizar la seguridad y eficiencia durante el proceso.
2. **Módulo de control ESP32 - S3:** Para el control de la prótesis, se utilizó el microcontrolador ESP32-S3 puesto que este

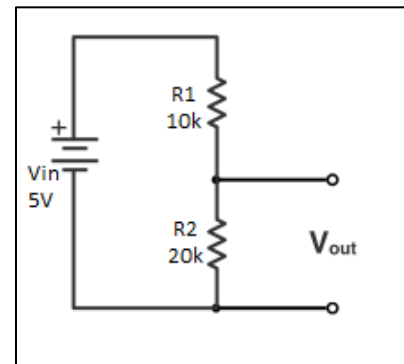
---

<sup>3</sup> Low-Dropout Regulator, o regulador de baja caída: dispositivo que limita la tensión de un sistema a un valor menor específico.

tiene la escalabilidad para la conexión de más actuadores y sensores en caso de agregar un efector final de control electromecánico, al igual que dispone ya de un sistema de conexión USB nativo sin necesidad de utilizar un chip UART-Serial en el diseño del circuito PCB.

Este módulo alberga el microcontrolador, el cual procesa las señales mioeléctricas del sensor y las utiliza para controlar el servomotor. Se utilizó un regulador LDO para proporcionar una alimentación estable y segura al ESP32-S3.

3. **Módulos de control de voltaje para sensores mioeléctricos:** Se utilizó un circuito divisor de tensión conformado por una resistencia de 10 k $\Omega$  y 20 k $\Omega$  para proporcionar una alimentación estable y segura a cada módulo. Estos módulos se encargan de acondicionar las señales mioeléctricas del sensor antes de enviarlas al microcontrolador. El circuito se visualiza en la Figura 5.



**Figura 5** – Divisor de tensión.

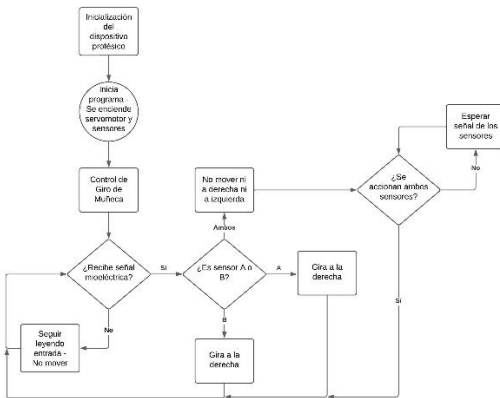
A continuación, en la Figura 6, se presenta la arquitectura completa del sistema, que incluye el

módulo de carga y descarga, el módulo de control ESP32-S3, los electrodos, los módulos de control de voltaje de los electrodos (divisor de tensión) y el servomotor.



**Figura 6** - Arquitectura del sistema.

Adicionalmente, en la Figura 7, se presenta el diagrama de flujo del sistema de control diseñado. Este diagrama ilustra las interacciones desde la captura de las señales mioeléctricas hasta la ejecución del movimiento de giro de la muñeca.



**Figura 7** – Diagrama de flujo del sistema.

## H. Sistema de carga

Se determinó que el sistema de potencia para la prótesis mioeléctrica estaría compuesto por dos celdas de polímero de litio de 3.7V conectadas en serie, proporcionando un voltaje total de 7.4V. Esto se decidió puesto que es más eficiente energéticamente reducir la potencia de 7.4V para alimentar los componentes que necesiten menor voltaje, en lugar de amplificar una potencia menor a un voltaje más alto para los componentes que se alimentan de mayor

potencia, como el servomotor y los sensores mioeléctricos, dado que, en un sistema alimentado por baterías, hay menor pérdida por corriente al hacer la reducción de potencia.

Por medio de un regulador de energía LDO, se reduce el voltaje de la batería a 3.3V, nivel compatible con el sistema de control del ESP32-S3. Los sensores mioeléctricos de Prótesis Avanzadas ya incorporan un regulador de voltaje interno, permitiendo su alimentación directamente desde la batería de 7.4V.

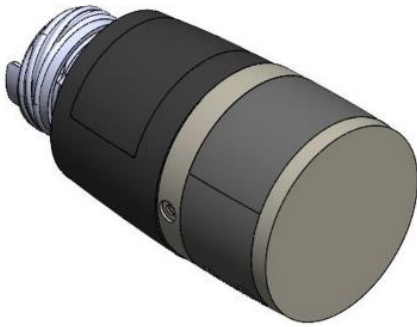
Con el fin de poder recargar el sistema, se implementa un sistema de carga por medio de un puerto USB-C, utilizando un controlador amplificador de carga específicamente diseñado para baterías de litio de 7.4V. Este sistema garantiza una carga segura y eficiente de la batería. El sistema de carga se implementó junto con un interruptor de encendido y apagado Latch On-Off, el cual permite controlar el encendido y apagado del sistema de una manera segura y un conector JST para la batería, el cual facilita la conexión y desconexión de esta.

## I. Diseño mecánico

El diseño de los componentes mecánicos se llevó a cabo tomando en cuenta las necesidades identificadas en el análisis e investigación teórico, optando así por un torque preferible de más de 45 kg-cm. Asimismo, se llevó a cabo el diseño de un modelo 3D por medio del software SolidWorks, para el ensamblaje físico que encapsula el sistema mecánico y el sistema de control del brazo. Este ensamblaje implementa un diseño original, hecho con base en impresión 3D en PLA, un acople metálico para la transferencia del giro del servomotor al efector final, y el diseño de un acople externo para un efector final, recibido gracias a la ayuda de la empresa Prótesis Avanzadas.

Inicialmente, se diseñó un antebrazo que sirviera como estructura base para la prótesis, este antebrazo fue modelado teniendo en cuenta las dimensiones necesarias para que el servomotor estuviese centrado, así como el buen ensamblaje de los componentes necesarios para el funcionamiento de la prótesis, además de que se vea natural y se ajuste de buena

manera al usuario objetivo. El modelo se presenta en la Figura 8.



**Figura 8** - Modelado del antebrazo.

Este modelo se divide en tres piezas principales, dos de ellas que componen el 'antebrazo' y el efector final.

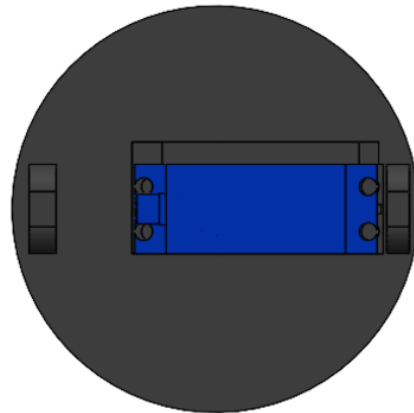
La primera parte del sistema mecánico se desarrolló pensando en el centrado del eje del servomotor a utilizar, al momento se usó un servomotor MG995, teniendo en cuenta que la mayoría de los servomotores comerciales tienen dimensiones muy similares.

Posteriormente, se procedió con el desarrollo de un acople interno, conformado por una balinera 619/9-2Z (SKF, Suecia), la cual tiene unas medidas de diámetro interno igual a 9 mm, diámetro exterior 20 mm y un ancho de 6 mm. Además, se diseñó un eje con perforación en el centro enroscado con el servomotor, el cual es el encargado de transmitir la potencia del servomotor a un acople externo, que fue desarrollado por la empresa de Prótesis Avanzadas y modificado por el equipo de trabajo, con el fin de que se pueda acoplar al eje.

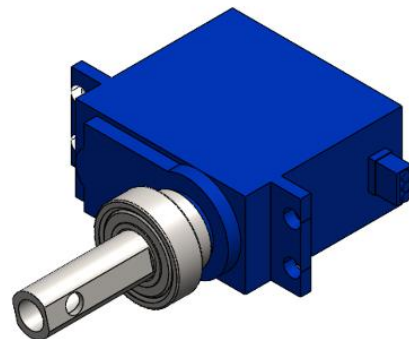
Al final, estos dos subsistemas se acoplaron para dar como resultado el modelo de antebrazo con su acople de transmisión de potencia diseñado. El modelo de la primera pieza de antebrazo se ve más claramente en la Figura 9, la vista trasera de la pieza por donde se introduce y ajusta el servomotor se ve en la Figura 10 y la sección del servomotor con su acople y balinera en la Figura 11.



**Figura 9** – Vista isométrica primera pieza de antebrazo.



**Figura 10** – Vista trasera primera pieza de antebrazo.



**Figura 11** – Servomotor con acople y balinera.

Además de esto, se desarrolló una pieza porta-baterías, la cual contiene las dos baterías de litio de 3.7V cada una, necesarias para la alimentación del sistema de la prótesis. Cabe aclarar que este diseño no se limitó a que solo sea un contenedor para las baterías, sino que esta pieza también fue diseñada en conjunto con las placas de circuito impreso para que vayan por encima de la pieza y se conectan entre sí, aprovechando el espacio disponible y facilitando la integración de los componentes, como se puede observar en la Figura 12 y Figura 13.



**Figura 12** - Porta-baterías con PCB.



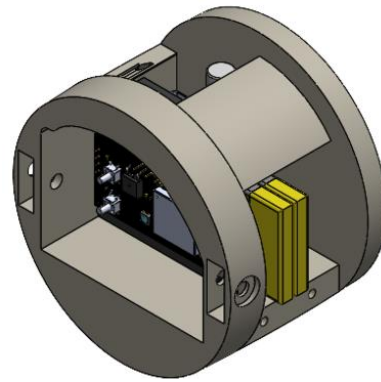
**Figura 13** - Porta-baterías con PCB.

Este diseño garantiza una buena distribución de los componentes y facilita la eficacia en su montaje.

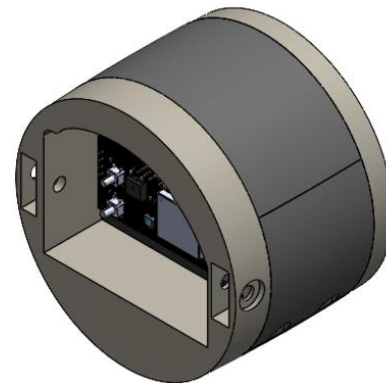
La integración de estos sistemas es una parte fundamental en el desarrollo del proyecto. Esta

integración de elementos se centra en ensamblar de manera equilibrada los diversos componentes mecánicos, electrónicos y de potencia del sistema, y, además, se garantiza un correcto funcionamiento de la prótesis.

Esta pieza porta-baterías es acoplada con la segunda pieza del antebrazo, la cual es la encargada de contenerla y sellarla. La geometría de esta pieza se hizo pensando en la conexión con la primera pieza del antebrazo, la cual pueda ser retirada en cualquier momento en caso de requerir algún tipo de mantenimiento o corrección al servomotor o a la pieza porta-baterías. Además, fue diseñada una tapa, la cual va ajustada con dos tornillos en la parte inferior y una pestaña que se ajusta a un hueco en la parte superior. Esta pieza se ve más detalladamente en la Figura 14 y Figura 15.

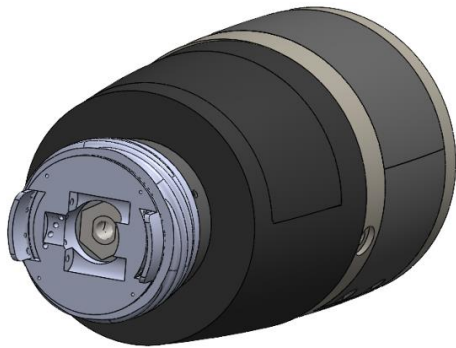


**Figura 14** - Vista isométrica segunda pieza de antebrazo.



**Figura 15** - Vista isométrica con tapa segunda pieza de antebrazo.

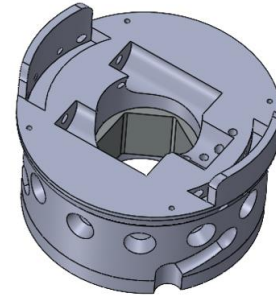
Todas estas piezas se integran en el antebrazo, que se observa más claramente en la Figura 16, la cual es la base principal de la prótesis, donde se encuentra el circuito de control, el sistema de carga/descarga y el motor que hace posible el giro de la muñeca. Este mismo cuenta con la perforación que coincide de manera precisa la balinera, reduciendo la fricción entre el acople interno que previamente se mencionó, el cual va conectado al eje del servomotor, realizando la transmisión de potencia del servomotor al acople externo diseñado por la empresa.



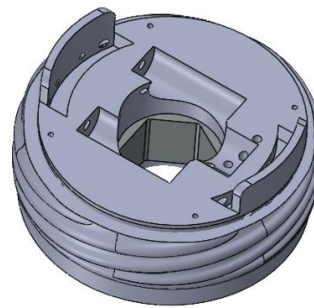
**Figura 16** -Modelo antebrazo con acople de Prótesis Avanzadas.

Dicho acople, el cual se observa en la Figura 17 y Figura 18, se divide en cuatro partes, sin embargo, la principal pieza de ese ensamblaje es la pieza macho, que es la encargada de realizar el giro del efector final y que además es la que va ensamblada con el eje previamente mencionado a través de un pequeño

acople con forma de hexágono, para que se pueda conectar internamente con las medidas del eje propuesto previa y externamente con la pieza macho del acople creado por la empresa.

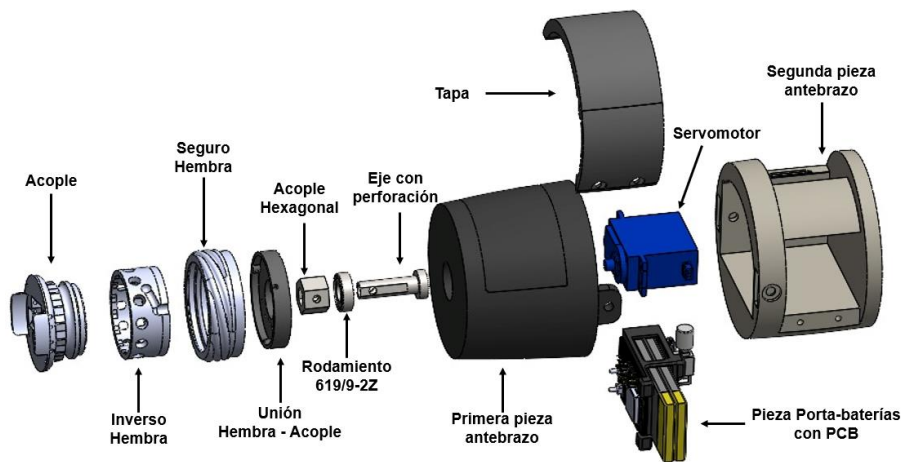


**Figura 17** - Acople de Prótesis Avanzadas.



**Figura 18** - Acople de Prótesis Avanzadas con seguro para balines.

A continuación, en la Figura 19, se muestra la vista explosionada del ensamblaje del sistema mecánico.

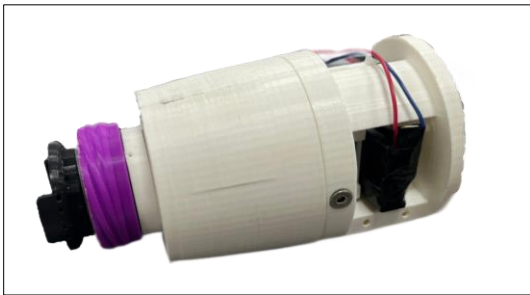


**Figura 19** – Vista explosionada del ensamblaje.

Para finalizar esta sección, en la Figura 20 y Figura 21, se muestra el ensamblaje completo del sistema mecánico que encapsula la implementación electrónica, además de ser la conexión con el acople de la empresa y el efector final.



**Figura 20** - Ensamblaje completo.



**Figura 21** - Ensamblaje completo con acople de Prótesis Avanzadas.

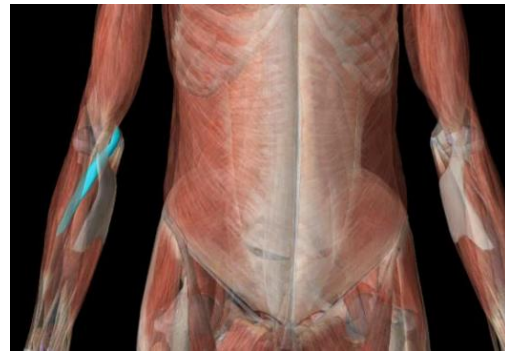
## J. Programación y control

Para la programación del microcontrolador, se utilizó un código preliminar hecho en el IDE de Arduino. Aquí se determinó que se debía hacer un control proporcional entre la velocidad del giro del motor y la intensidad de la señal mioeléctrica, es decir, según qué tan fuerte el usuario active el músculo, se determina la velocidad a la que rotará el motor y podrá ajustar con mayor facilidad la posición que requiere.

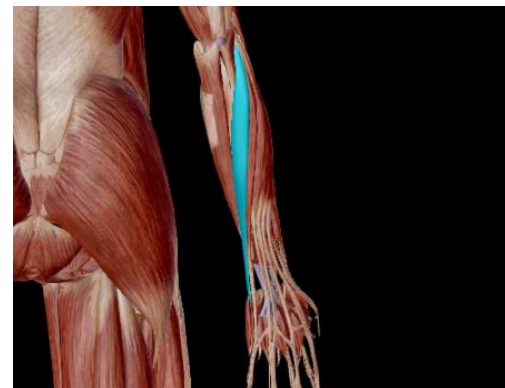
Leyendo dos señales mioeléctricas, en este caso la del músculo pronador redondo y el músculo extensor cubital del carpo, los cuales se ven en las Figuras 22 y 23, se diseñó un control por medio del cual, según la combinación de señales que se den, el usuario podrá girar la prótesis en dirección de las manecillas del reloj o en contrarreloj. En este caso, si acciona el músculo

pronador y no el extensor cubital, su rotación será en dirección de las manecillas del reloj, desde la vista del usuario; en caso contrario, rotará a contrarreloj. Esto es independiente de si es un brazo derecho o izquierdo.

En el caso de que el usuario active ambos músculos simultáneamente, el motor entra en un modo de bloqueo, en el cual no será capaz de girar libremente a menos que se vuelvan a accionar ambos músculos simultáneamente. Cabe recalcar que esta última decisión de diseño es para efectos del prototipo propuesto y no representa el control óptimo, dado que es más eficiente diseñar e implementar un mecanismo en el que se auto bloquean mecánicamente y no gaste energía extra, reduciendo así la vida útil de la batería.



**Figura 22** - Pronador redondo sacado de Human Anatomy Atlas.



**Figura 23** - Extensor cubital del carpo sacado de Human Anatomy Atlas.

### III. RESULTADOS

#### A. Pruebas preliminares

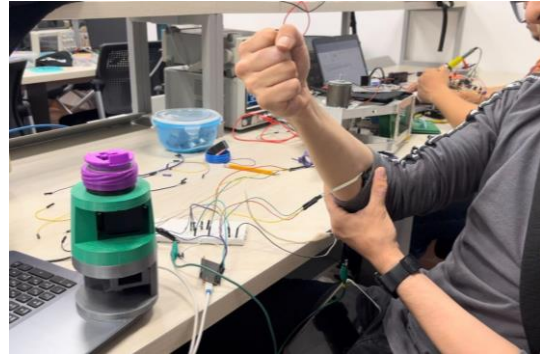
Por medio del uso de un servomotor de bajo torque, se fueron probando diferentes métodos para el control de giro por medio de las señales mioeléctricas, con el objetivo de identificar el método más intuitivo para el giro de la prótesis.

Para esto, se utilizó un módulo ESP32 WROOM 32 comercial, junto con un servomotor de giro continuo MG995 y los sensores mioeléctricos puestos a disposición por la empresa Prótesis Avanzadas. Se construyó una conexión simple con un código básico en el Arduino IDE, para el cálculo de una señal PWM proporcional a la señal mioeléctrica recibida, de tal manera que pudiese controlar la velocidad de rotación del servomotor por medio de las señales musculares del brazo de una persona.

Con base en esto se construyó un código que sería utilizado como base para el prototipo funcional final y sus pruebas, que permitieron el control de velocidad de un servomotor.

#### B. Pruebas de control

Para estas pruebas, se utilizó el servomotor FT6335M (Feetech, China), con una capacidad de 35 kg-cm, a diferencia del MG955 utilizado en las pruebas preliminares, que tiene una capacidad de hasta 15 kg-cm. Esto para poder acercarse más a cómo funcionará este nuevo servomotor ante las señales de control y el código. Con base en los resultados obtenidos, se ajustó el código de control y se probó nuevamente. En la Figura 24 se registró el momento en que se realizaba una de estas pruebas.



**Figura 24** - Pruebas de control con servomotor.

Los resultados obtenidos mostraron un rendimiento comparable con el servomotor MG995, y con una respuesta rápida y precisa a las señales de control. Como resultado, se realizaron ajustes en el código de control en función de los datos obtenidos, y se llevaron a cabo nuevas pruebas para validar la efectividad de los cambios. Estas pruebas ajustadas indicaron que el nuevo servomotor operaba de manera más estable y consistente, cumpliendo con los parámetros de respuesta esperados, como la velocidad de respuesta y la precisión en el posicionamiento.

#### C. Pruebas de torque

Con un código de control básico, y con base en el código utilizado en las pruebas anteriores, se pensó en el método para poder probar el torque del motor DC utilizado y la potencia del sistema. Para esto, se decidió probar el torque del sistema haciendo uso de un tubo de PVC de 1- $\frac{1}{4}$ " (42.2 mm) al cual se colgaría una pesa de un kilogramo (1 kg) a unas distancias determinadas para generar un torque que simule las condiciones de funcionamiento real de la prótesis.

Se consideró que el motor debía movilizar el peso desde la posición más baja posible (con el peso en un extremo del tubo de pvc), para así tener que generar un torque en dirección contra la manecilla de reloj hasta dejarlo en una posición casi horizontal con respecto al suelo. Esto se consideró un resultado positivo. Sin embargo, si el motor no lograba levantar el peso o solo parcialmente, se consideró como un resultado negativo.

Asimismo, se diseñó un efector final sobre el acople de la empresa Prótesis Avanzadas, con el fin de que este pudiera conectarse con el antebrazo diseñado en este proyecto y soportar el tubo PVC y el peso para las pruebas. La Figura 25 muestra el modelo del efector diseñado.



**Figura 25** - Efector final diseñado para pruebas de torque.

Las distancias escogidas para las pruebas fueron las siguientes: 5 cm, 10 cm, 20 cm y 30 cm. Se decidió no utilizar 35 Kg-cm (el máximo torque del motor), para evitar forzar el sistema al máximo en caso de que algún componente se pudiese dañar, por lo tanto, se sacan conclusiones con base en los resultados observados hasta los 30 cm. En la Figura 26 se ve el modelo perforado exactamente en las distancias antes mencionadas y con el peso acoplado.



**Figura 26** - Sistema con peso acoplado a 5 centímetros.

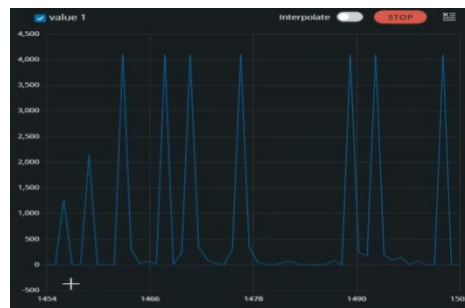
#### D. Resultado pruebas de torque

Se llevaron a cabo las pruebas de torque, y los resultados se evaluaron en función de si el sistema lograba alcanzar la posición esperada o si solo se aproximaba a ella parcialmente. Se consideró una prueba superada cuando el servomotor conseguía girar el efector final al menos 90 grados para alcanzar la posición horizontal. Si el sistema no alcanzaba los 90 grados, pero se aproximaba significativamente, el resultado se calificaba como aceptable. Se evidencia una prueba de torque y estabilidad en la Figura 27, además de que se adjunta un vídeo de esta en el Anexo 25.



**Figura 27** – Prueba de torque de 20 kg-cm.

En la Figura 28 se presentan las señales mioeléctricas procesadas durante las pruebas, las cuales fueron utilizadas para controlar la activación del motor en las pruebas de torque. Estas señales, generadas a partir de la contracción muscular, permitieron ajustar la velocidad de giro del servomotor, validando su respuesta en condiciones simuladas.



**Figura 28** – Monitoreo de señales procesadas.

Para los torques comprendidos entre 5 kg-cm y 20 kg-cm, las pruebas fueron satisfactorias, ya que el servomotor pudo alcanzar los 90 grados deseados e incluso superarlos, con solo leves variaciones en la velocidad. No obstante, a partir de los 30 kg-cm, el sistema mostró limitaciones, logrando solo un ángulo aproximado de 70 grados. Esto indica que, aunque el servomotor tenía un límite de torque de 35 kg-cm, comenzaba a perder eficacia al acercarse a este valor, lo cual sugiere una disminución en el rendimiento al operar cerca de su capacidad máxima, además del aumento en el consumo de corriente asociado a esta condición.

#### IV. DISCUSIÓN

Con base en los resultados obtenidos, se determinó que, con el servomotor escogido, se logró parcialmente generar el torque deseado, logrando soportar torques de hasta 20 kg-cm, para un servomotor graduado para 35 kg-cm según el fabricante.

Sin embargo, se hace notar la dificultad del sistema en poder superar los 30 kg-cm, donde se vio fuertemente limitado al no poder ejercer la potencia suficiente para rotar a la posición horizontal deseada en las pruebas.

El modelo 3D diseñado es capaz de soportar el peso del efector final y no se vio realmente forzado durante las pruebas de torque, además de que soportó el peso a diferentes distancias teniendo en cuenta los materiales en los que fue prototipado.

El sistema fue desarrollado en filamento PLA, un material que nos sirve como prueba de concepto para el mismo, mostrando una alta resistencia y duración durante el tiempo trabajado, sin embargo, es importante resaltar que se podría trabajar con un polímero diferente el cual tenga algunas características que hagan el sistema más resistente a desgaste u otras variables que podrían afectar al material actual.

Por otro lado, se puede afirmar que el sistema se encuentra sellado, tanto en la parte electrónica como en la zona donde se ubica el servomotor. Las uniones están adecuadamente selladas para proteger el interior del sistema. Sin embargo, es importante considerar

que el hecho de que esté completamente sellado implica que no hay ventilación, lo que podría resultar en un aumento de temperatura. Aunque cabe mencionar, que el sistema de carga - descarga cuenta con un termistor que detecta la temperatura de la batería y regula la carga para evitar el sobrecalentamiento.

Con el fin de minimizar la fatiga del usuario, el modelo 3D fue diseñado pensando en la optimización del peso, tratando de llevar a cabo una distribución equitativa, eliminando todas las partes innecesarias y solo pensando en las partes mecánicas y electrónicas de su interior, el sistema fue pesado en una balanza digital, visualizando un total de 447.1 gramos, como se observa en la Figura 29, lo que es un peso óptimo en comparación a los porcentajes de peso promedio de un antebrazo revisados previamente en los requerimientos y también al peso de otras muñecas actuadas [14][15][19].



**Figura 29** - Sistema pesado en balanza.

Se puede decir que el sistema tiene un tamaño adecuado, el cual es de 18 cm, lo que deja aproximadamente 8 cm disponibles para el socket y el sistema de sujeción. No obstante, se propone como trabajo futuro la reducción del tamaño del sistema, con el objetivo de optimizar la comodidad y adaptabilidad de la prótesis para el usuario sin comprometer su funcionalidad.

Para finalizar con la discusión, en términos de los objetivos específicos propuestos previamente en el

anteproyecto, se puede decir que se cumplieron en su totalidad con el propósito de atender la problemática identificada.

- Se determinaron y se lograron satisfacer los requerimientos funcionales identificados previamente.
- Se construyó un prototipo funcional basado en el diseño propuesto.
- Se integró un sistema de detección de señales mioeléctricas que fueron procesadas en comandos de movimiento.
- Se validó el diseño por medio de una serie de pruebas del prototipo funcional.

#### A. Limitaciones

**Limitaciones sociales:** Una de las principales limitaciones sociales identificadas es la dificultad en la capacitación para el uso del sistema, lo que podría dificultar la adaptación del usuario a la prótesis. Estudios han mostrado que el tiempo promedio de adaptación para usuarios de prótesis mioeléctricas varía entre 4 a 8 meses, dependiendo de la complejidad del sistema y el nivel de acompañamiento terapéutico disponible [20].

Es fundamental llevar a cabo un proceso de sensibilización adecuado con los pacientes para mejorar la integración de estas tecnologías en su vida cotidiana, siendo el entrenamiento intensivo un factor clave para reducir los tiempos de adaptación.

**Limitaciones económicas:** Desde una perspectiva económica, el sistema implica un alto costo de desarrollo, considerando todos los aspectos que rodean al proyecto: investigación y desarrollo, componentes electrónicos, materiales, mano de obra, mantenimiento, y posibles mejoras. Esto puede limitar el acceso a esta tecnología, especialmente en contextos de bajos recursos, lo que representa un reto importante para su accesibilidad, particularmente si se contempla una futura producción masiva destinada a las personas que la necesiten. Además, entre los rangos de precios, las prótesis más básicas oscilan desde los 10 millones de pesos, mientras que las prótesis con sistemas mioeléctricos más avanzados pueden llegar a costar

hasta 80 millones de pesos o más [21][22]. En cuanto al costo de fabricación del sistema, contando los componentes electrónicos y materiales utilizados, se estima que podría estar aproximadamente entre 3 y 5 millones de pesos [23].

#### V. TRABAJOS FUTUROS

Como trabajos futuros, se proponen diversas mejoras para optimizar el sistema. Una de las principales áreas de mejora es la posibilidad de cambiar el servomotor por uno con mayor torque, lo que permitiría a la prótesis girar con objetos más pesados.

Además, se contempla la reducción del tamaño de la prótesis, lo que implicaría rediseñar la disposición de los componentes internos, mejorando la estética del dispositivo. Además, se sugiere investigar nuevos materiales para hacer la prótesis más ligera y duradera, con el fin de mejorar la comodidad del usuario.

Finalmente, otra línea de trabajo sería mejorar el sistema de carga-descarga, aumentando la corriente de salida para que el servomotor pueda funcionar a su máxima capacidad, lo que mejoraría significativamente el rendimiento general del sistema.

#### VI. CONCLUSIÓN

El desarrollo de este proyecto ha permitido la creación de un prototipo funcional de un sistema de giro de muñeca para una prótesis mioeléctrica, ofreciendo una mayor autonomía al usuario en comparación con las soluciones mecánicas disponibles en el mercado.

Las pruebas realizadas confirmaron el correcto funcionamiento del diseño del circuito para el Módulo de carga y descarga, logrando alimentar el servomotor con la suficiente potencia para generar un torque de 20 kg-cm, al igual que poder alimentar el microcontrolador y los sensores mioeléctricos.

Las pruebas realizadas indican que el prototipo cumple con los objetivos de diseño, aunque presenta limitaciones en el torque máximo, lo que plantea la necesidad de optimizar la fuente y el sistema de alimentación.

## REFERENCIAS

- [1] H. Shahsavari, P. Matourypour, S. Ghiyasvandian, A. Ghorbani, F. Bakhshi, M. Mahmoudi and M. Golestannejad, "Upper limb amputation; Care needs for reintegration to life: An integrative review," ScienceDirect, Aug. 2020.
- [2] Ottobock. "Mano bebionic Flex" 2024. [Online] Available: <https://www.ottobock.com/es-co/product/8E72>
- [3] Open Bionics "Hero Arm" 2024. [Online] Available: <https://openbionics.com/hero-arm-overview/>
- [4] S. R. Wurdeman, P. M. Stevens and J. H. Campbell, "Mobility analysis of amputees (Maat I)," Prosthetics Orthot. Int., vol. 42, no. 5, pp. 498-503, Sep. 2018.
- [5] S. L. Carey, M. J. Highsmith, M. E. Maitland, and R. V. Dubey, "Compensatory movements of transradial prosthesis users during common tasks," Clinical Biomechanics, vol. 23, no. 9, pp. 1128-1135, 2008. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2008.05.008
- [6] Prótesis Avanzadas, "Prótesis AKTIO Cosmetica" 2021. [Online]. Available: <https://www.protesisavanzadas.co/protesis-aktio-cosmetica>
- [7] Prótesis Avanzadas, "Prótesis A3D," 2021. [Online]. Available: <https://www.protesisavanzadas.co/prótesis-a3d>
- [8] D. K. Kumar, B. Jelfs, X. Sui and S. P. Arjunan, "Prosthetic hand control: A multidisciplinary review to identify strengths, shortcomings, and the future," Biomed. Signal Process. Control, vol. 53, p. 101588, Aug. 2019.
- [9] N. M. Bajaj, A. J. Spiers and A. M. Dollar, "State of the art in artificial wrists: A review of prosthetic and robotic wrist design," IEEE Trans. Robot., vol. 35, no. 1, pp. 261-277, Jan. 2019.
- [10] "CDIO.org," Chalmers University of Technology, [Online]. Available: <http://www.cdio.org>.
- [11] R. M. Dutra, F. M. Ferreira, G. P. Rubio, J. V. Pereira, R. M. De Andrade and C. B. Vimieiro, "Design of magnetorheological brake for forearm rotation of a wrist prosthesis," in Proc. 2022 Int. Conf. Rehabilitation Robotics, Rotterdam, Netherlands, 2022.
- [12] W. N. Timm, S. W. O'Driscoll, M. E. Johnson and K. N. An, "Functional Comparison of Pronation and Supination Strengths," Journal of Shoulder and Elbow Surgery, vol. 6, no. 3, pp. 190-193, May 1993.
- [13] "2.2 Actuadores eléctricos | Introducción a la Automatización Industrial," Bookdown. [Online]. Available: [https://bookdown.org/alberto\\_brunete/intro\\_automatiza/actuadoreselectricos.html](https://bookdown.org/alberto_brunete/intro_automatiza/actuadoreselectricos.html)
- [14] R. H. Krishnan, V. Devanandh, A. K. Brahma, S. Pugazhenth, "Estimation of mass moment of inertia of human body, when bending forward, for the design of a self-transfer robotic facility," ResearchGate, Jan. 2015.
- [15] "How Much Does TrueLimb Weigh? - Unlimited Tomorrow". Unlimited Tomorrow. [Online]. Available: <https://www.unlimitedtomorrow.com/how-much-does-prosthetic-arm-truelimb-weigh/>
- [16] J. E. Uellendahl, "Upper Extremity Myoelectric Prosthetics", Physical Medicine Rehabil. Clinics North America, vol. 11, n. 3, pp. 639-652, 2000.
- [17] Ortiz-Catalan M, Brånemark R, Håkansson B and Delbeke J. "On the viability of implantable electrodes for the natural control of artificial limbs: review and discussion," Biomed. Eng. Online, vol. 11, p. 33, Jun. 2012.
- [18] R. Azpilcueta, "Dispositivo de adquisición de señales mioeléctricas", Trabajo de grado, Univ. Nac. Mar Del Plata, Argentina, 2020.

[19] S. Plagenhoef, F. G. Evans and A. Thomas, "Anatomical data for analyzing human motion," *Research Quarterly for Exercise and Sport*, vol. 54, no. 2, pp. 169–178, 1983.

[20] B. Peerdeman, D. Boere, H. Witteveen, R. H. in 't Veld, H. Hermens, S. Stramigioli and S. Misra, "Myoelectric forearm prostheses: State of the art from a user-centered perspective", *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 48, no. 6, pp. 719-737, 2011.

[21] J. Vanderesa, «Medical Center Orthotics & Prosthetics, » [Online]. Available:

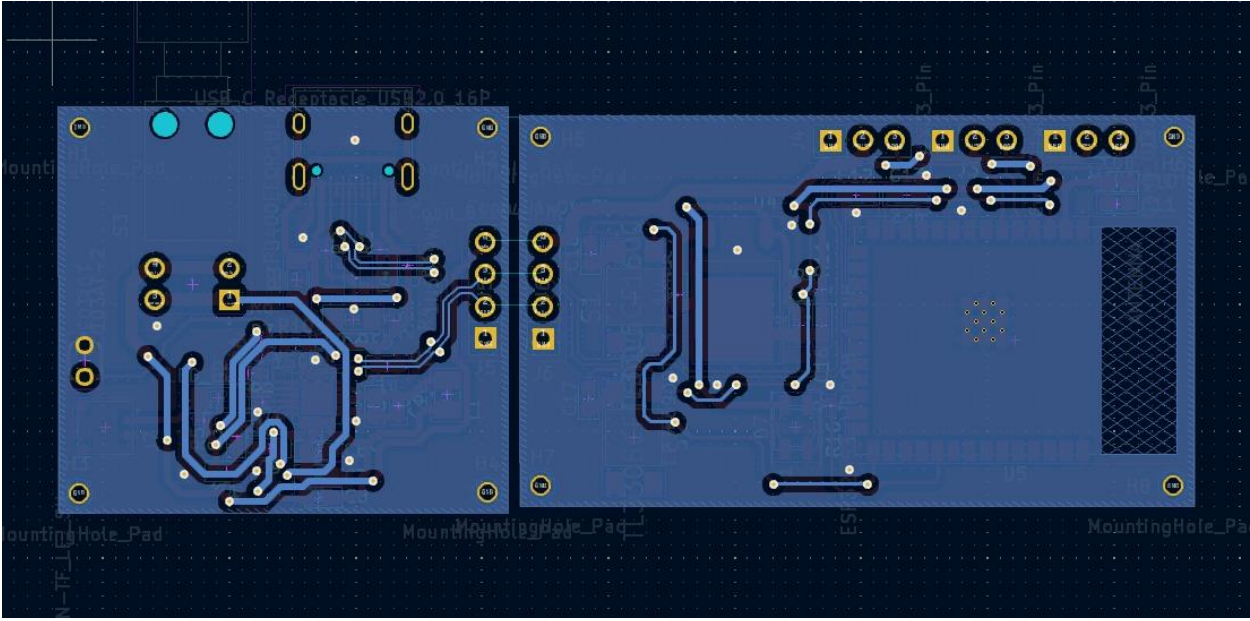
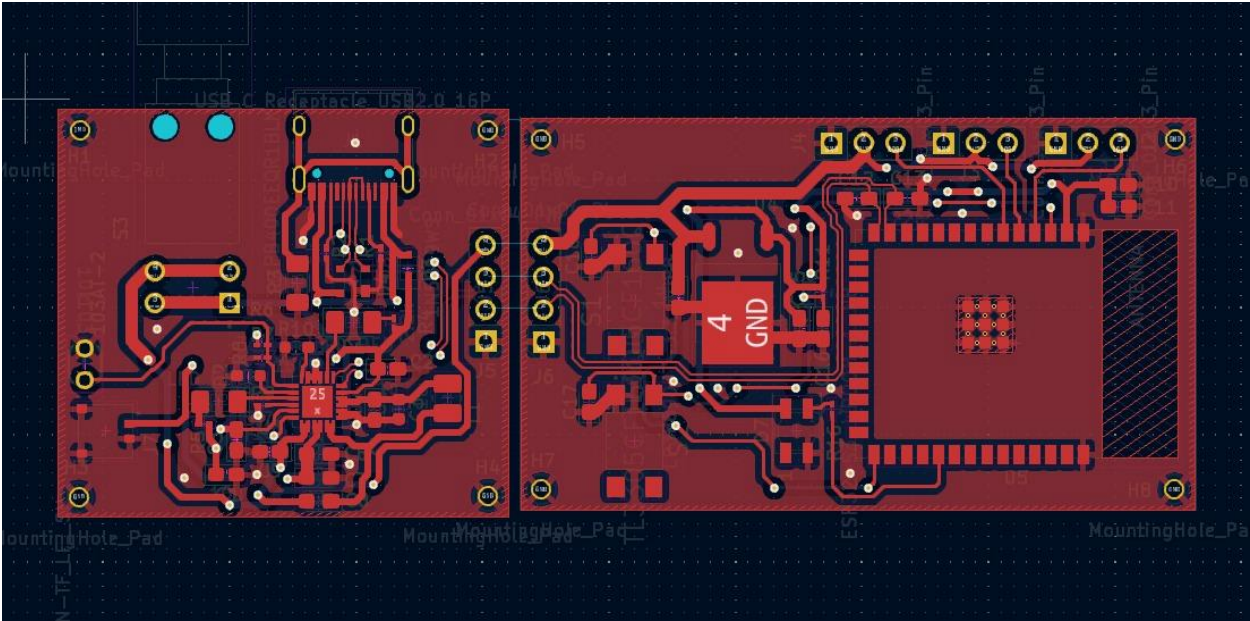
<https://mcopro.com/blog/resources/arm-hand-prosthetics/>.

[22] C. A. Betancur Villegas. "Prótesis de mano 3D: tecnología para el cuerpo humano". Universidad de Antioquia. [Online]. Available: [Prótesis de mano 3D: tecnología para el cuerpo humano](#)

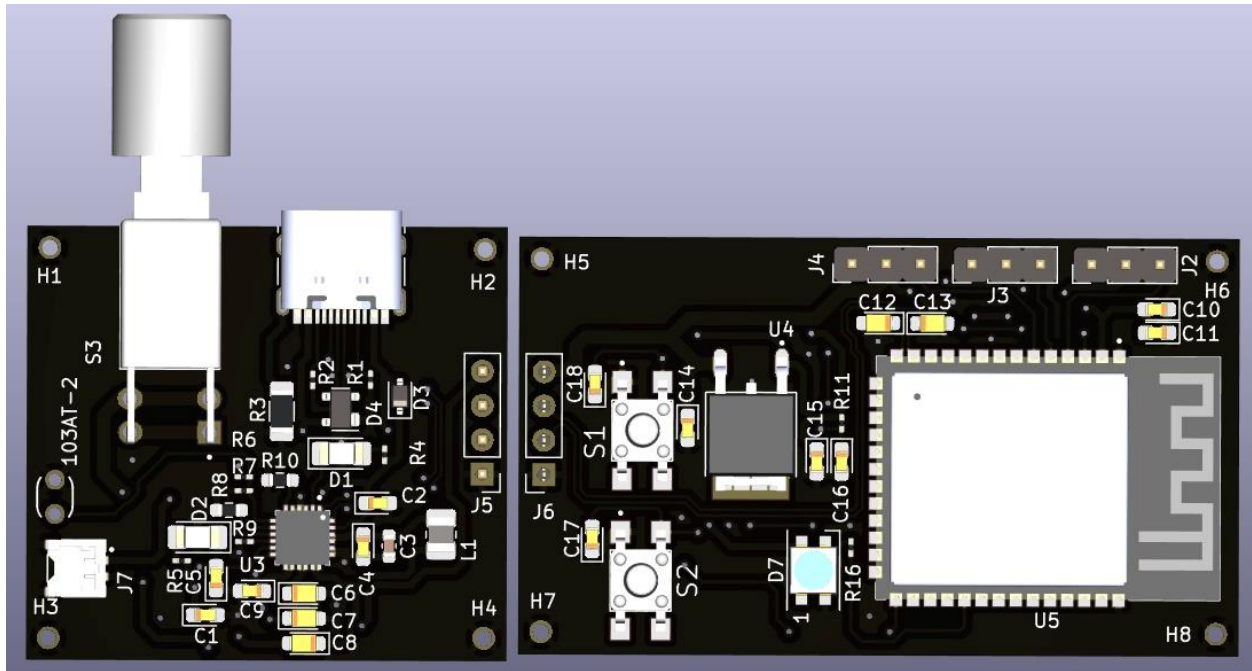
[23] L. F. García, D. R. Bigio, M. A. Valderrama, "Design and fabrication of a myoelectric prosthesis for trans-radial amputees," *ResearchGate*, Jan. 2015.



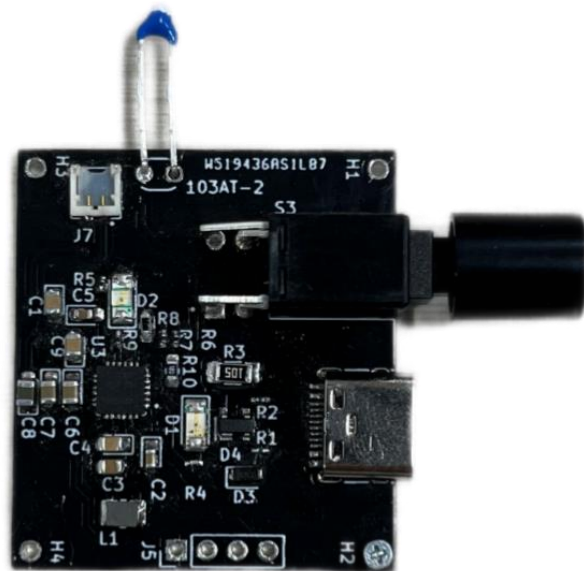
**Anexo 4 - Enrutamiento: Capa Superior e Inferior de la PCB**



## Anexo 5 - Vista 3D del Esquemático en KiCad



## Anexo 6 - PCB - Módulo de Carga/Descarga



## Anexo 7 - PCB - Módulo de control ESP32 - S3



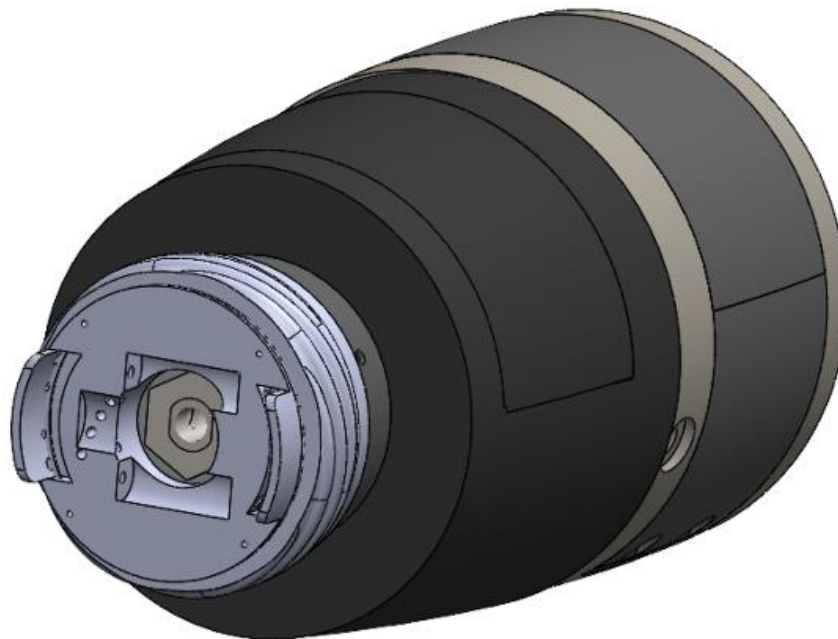
## Anexo 8 - Conexión entre módulos en pieza porta-baterías

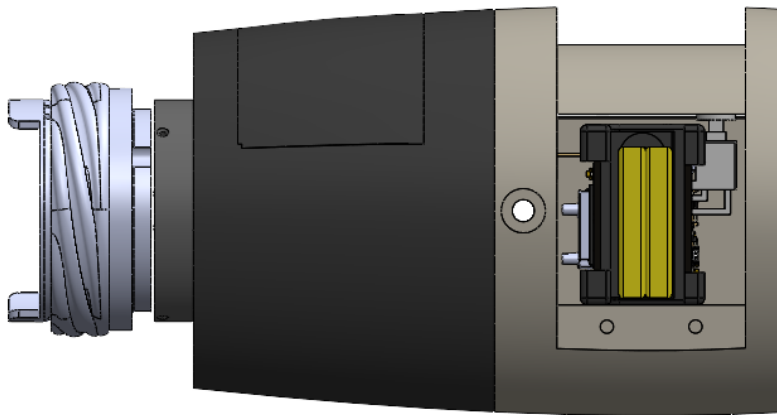
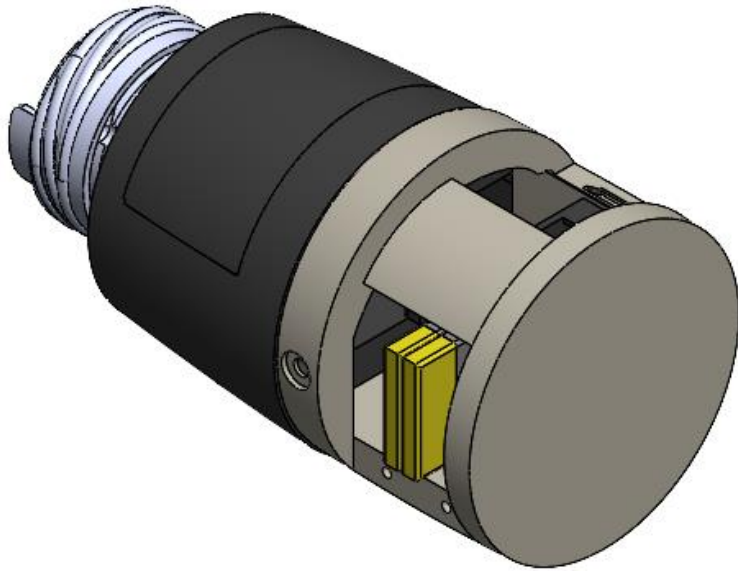
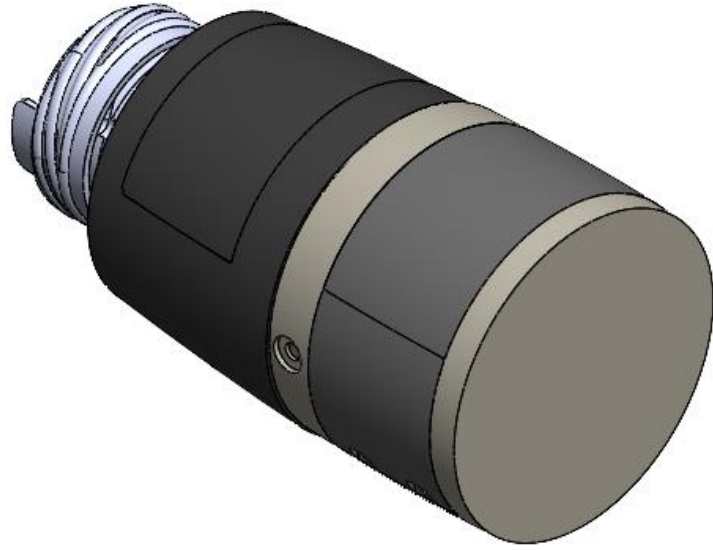


## **Anexo 9 - Electrodo (Prótesis Avanzadas)**

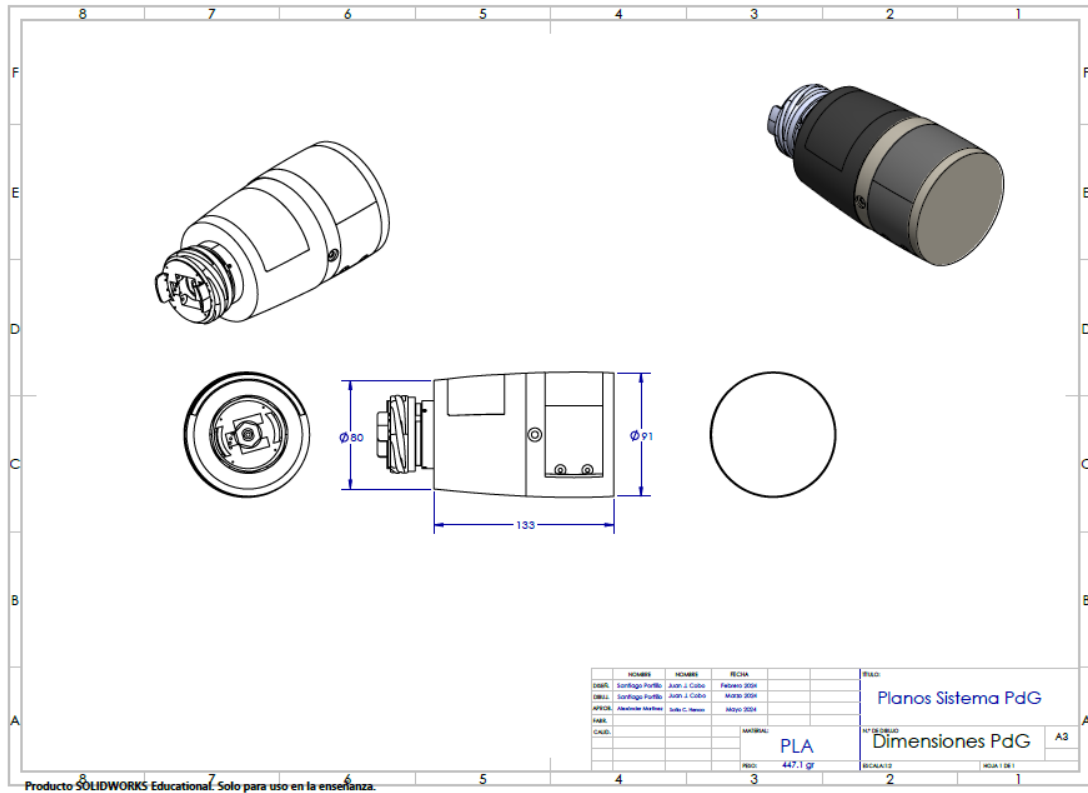


## **Anexo 10 - Vistas del modelo 3D del antebrazo en SOLIDWORKS**

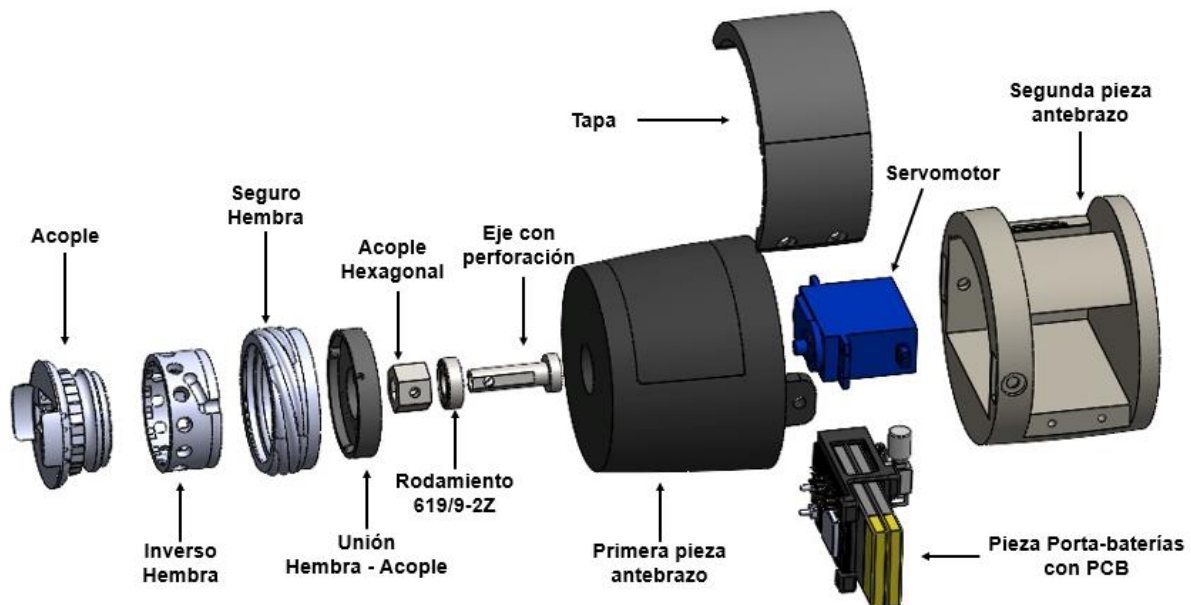




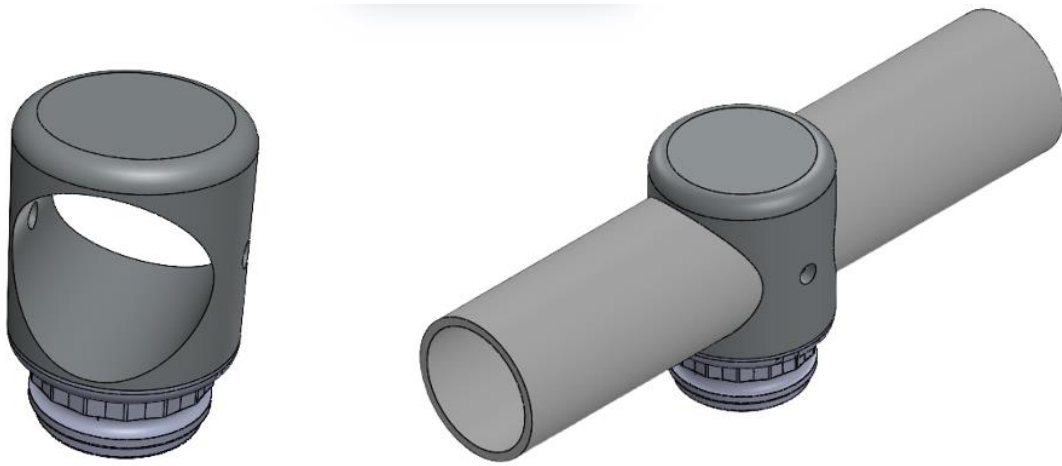
## Anexo 11 - Dimensiones del ensamblaje final



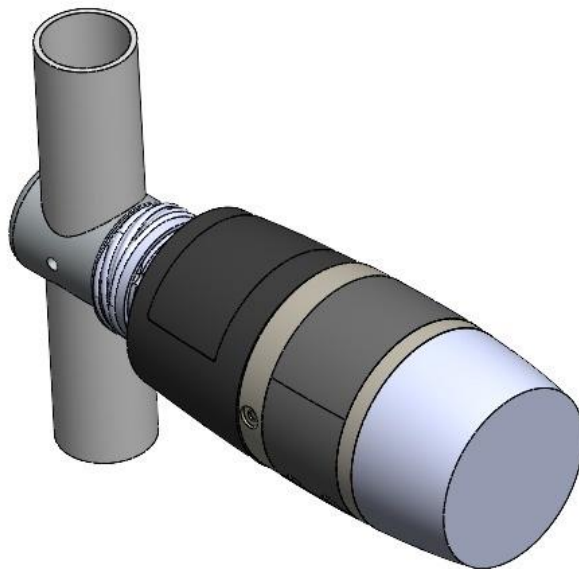
## Anexo 12 - Vista explosionada del ensamblaje



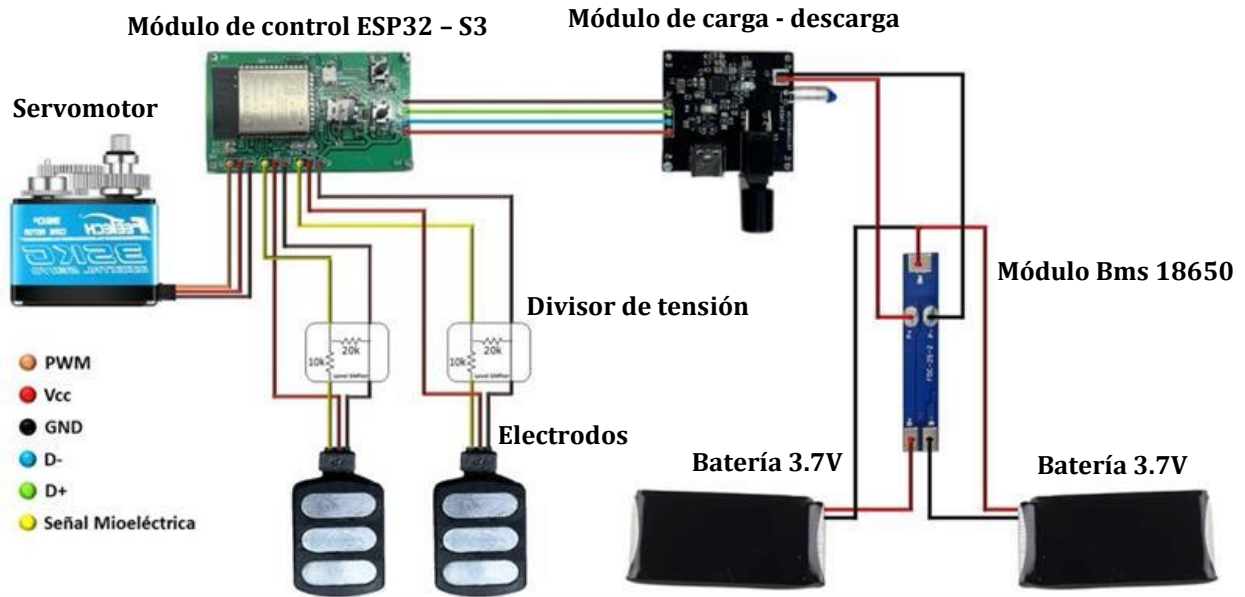
**Anexo 13 - Modelo 3D del efector final para pruebas en SOLIDWORKS**



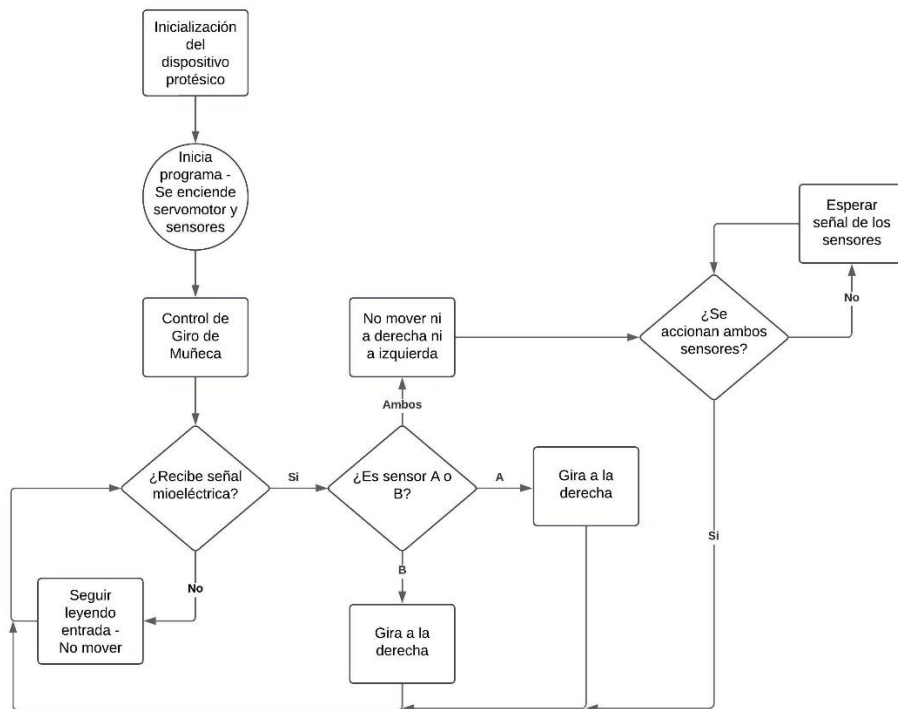
**Anexo 14 - Modelo 3D del antebrazo para pruebas en SOLIDWORKS**



## Anexo 15 - Arquitectura completa del sistema



## Anexo 16 - Diagrama de flujo del sistema



## **Anexo 17 – Hoja de especificación del ESP32-S3 Series**

En el siguiente enlace se encuentra adjunto la hoja de especificaciones del **ESP32-S3 Series** utilizado en el módulo de control del sistema: [esp32-s3 datasheet en.pdf](#)

## **Anexo 18 – Hoja de especificación del IC de carga – descarga**

En el siguiente enlace se encuentra adjunto la hoja de especificaciones del **IC de carga - descarga** utilizado en el sistema: [BQ25886RGER Texas Instruments | Integrated Circuits \(ICs\) | DigiKey](#)

## **Anexo 19 – Hoja de especificación del Servomotor FT6335M**

En el siguiente enlace se encuentra adjunto la hoja de especificaciones del **Servomotor** utilizado en el sistema: [6376375592116931139738128.pdf](#)

## **Anexo 20 – Vídeo primera prueba de control de servomotor con ESP32**

En el siguiente enlace se encuentra adjunto un vídeo de la primera prueba de control realizada con el servomotor y los electrodos: [https://youtu.be/MBscD-mctic?si=E\\_kBb07Mhst83GUT](https://youtu.be/MBscD-mctic?si=E_kBb07Mhst83GUT)

## **Anexo 21 – Vídeo segunda prueba de control de servomotor con ESP32**

En el siguiente enlace se encuentra adjunto un vídeo de la segunda prueba de control realizada con el servomotor y los electrodos: [https://youtu.be/1uiLJBL\\_X\\_k?si=hgQHQB1M08PnJd4m](https://youtu.be/1uiLJBL_X_k?si=hgQHQB1M08PnJd4m)

## **Anexo 22 – Vídeo tercera prueba de control de servomotor con ESP32**

En el siguiente enlace se encuentra adjunto un vídeo de la tercera prueba de control realizada con el servomotor y los electrodos: [https://youtu.be/nxiec7Ymwdo?si=-\\_p9q081RAAWG65D](https://youtu.be/nxiec7Ymwdo?si=-_p9q081RAAWG65D)

## **Anexo 23 – Vídeo prueba de BLINK para PCB de sistema de control**

En el siguiente enlace se encuentra adjunto un vídeo de la primera prueba de funcionamiento del sistema de control realizada con la PCB:  
<https://youtube.com/shorts/atzlFAS3Rfl?si=GJWtxx4yjrC27P3X>

## **Anexo 24 – Vídeo prueba de control de servomotor con PCB de sistema de control**

En el siguiente enlace se encuentra adjunto un vídeo de la prueba de control realizada con el servomotor, los electrodos y la PCB de sistema de control desarrollado:  
<https://www.youtube.com/shorts/dDBvFu51Ngl?si=CjK2yzM0ccKZ-irm>

## **Anexo 25 – Vídeo prueba de torque del sistema**

En el siguiente enlace se encuentra adjunto un vídeo de una prueba de torque realizada con todo el sistema desarrollado funcionando: <https://youtu.be/-FkerzpBeLg>

## **Anexo 26 – Vídeo vista explosionada de ensamblaje**

En el siguiente enlace se encuentra adjunto un vídeo de la animación de la vista explosionada del ensamblaje del sistema en SOLIDWORKS: <https://youtu.be/mlcDvHj2Zjo>