

**PROTOTIPO DE EXOESQUELETO DE MIEMBRO SUPERIOR PARA  
MOVIMIENTOS DE PRONOSUPINACIÓN DEL ANTEBRAZO, FLEXO-EXTENSIÓN  
DEL HOMBRO Y CODO.**

**LINA FERNANDA LADINO CÁCERES**

**ANGIE CAROLINA ECHAVARRÍA GRIMALDOS**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERIA MÉCANICA**

**2023**

**PROTOTIPO DE EXOESQUELETO DE MIEMBRO SUPERIOR PARA  
MOVIMIENTOS DE PRONOSUPINACIÓN DEL ANTEBRAZO, FLEXO-EXTENSIÓN  
DEL HOMBRO Y CODO.**

**LINA FERNANDA LADINO CÁCERES**

**ANGIE CAROLINA ECHAVARRÍA GRIMALDOS**

**Trabajo de grado presentado como requisito para optar al título de  
INGENIERO MECÁNICO**

**Director**

**FABIAN HORACIO DIAZ PALENCIA**

**Ingeniero Mecánico y MSc.**

**Codirector**

**HELIO SNEYDER ESTEBAN VILLEGAS**

**Ingeniero Mecatrónico y MSc.**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERIAS FÍSICO-MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA  
BUCARAMANGA**

**2023**

## Agradecimientos

En el transcurso de la carrera escuche en memorables ocasiones la frase “En la UIS se sufre, pero se goza”, hoy me encuentro dando el último paso y puedo asegurar que la frase es muy acertada, por ello hoy quiero agradecer a las personas que estuvieron cuando se gozó, pero en especial a las que me apoyaron y fueron una luz cuando se sufrió.

Agradezco el abrazo incondicional de mamá y la fuerza de papá, la guía de mi hermano mayor y la ternura de mis hermanos menores. Mi familia siempre ha sido el pilar de mi vida, brindándome enseñanzas, amor y correcciones cuando fueron necesarias y en la medida justa.

Esta etapa de aprendizaje me ha llenado de euforia, recordando las travesuras y risas compartidas con mis amigas, con quienes crecí, aprendí y maduré. Agradezco también a mis compañeros de ingeniería mecánica, quienes siempre me consideraron igual y me vieron como una colega. Para concluir, expreso mi agradecimiento a mi director, codirector y compañera por su compromiso continuo con la excelencia.

Esta etapa marco un antes y un después muy significativo, hoy me considero mejor que ayer y me proyecto a orientar mi vida a superarme constantemente. Gratitud eterna a todos por cada enseñanza y momento compartido.

Lina Fernanda Ladino Cáceres.

Al finalizar esta etapa, agradezco sinceramente a quienes fueron parte de este sueño, siendo mi fuente constante de inspiración y apoyo. En especial a mis padres por su inquebrantable respaldo, amor y sacrificio han sido mi mayor motivación y fuente de fortaleza a lo largo de este viaje. Estoy profundamente agradecida por su presencia en mi vida.

Agradezco también a mis compañeros y amigos por escucharme, apoyarme y animarme. Su presencia ha sido esencial, y ha significado mucho para mí durante este viaje. A mi familia, en particular a mis abuelas y padrinos, les agradezco por su presencia constante y por confiar en mí.

A mi director y codirector por ser excelentes mentores, orientándonos, motivándonos y guiándonos a lo largo de este proceso. A mi compañera, agradezco su compromiso y confianza incondicional.

Estoy sinceramente agradecida y espero con entusiasmo las oportunidades que el futuro tiene reservadas para mi crecimiento profesional y personal.

Angie Carolina Echavarría Grimaldos.

## Tabla de contenido

Introducción .....	15
1. Justificación .....	16
2. Objetivos .....	20
2.1. Objetivo General .....	20
2.2. Objetivos Específicos.....	20
3. Marco Teórico.....	22
3.1. Biomecánica del Miembro Superior (Hombro, Codo y Muñeca).....	22
3.1.1. Extremidad superior:.....	22
3.1.2. Hombro .....	23
3.1.3. Codo 23	
3.1.4. Muñeca.....	24
3.2. Dimensiones Antropométricas de la Población Colombiana.....	25
3.3. Métodos de Rehabilitación en Pacientes con Pérdida de la Movilidad .....	26
3.4. Exoesqueleto .....	27
3.5. Servomotores .....	28
3.6. Gemelo Digital.....	28
3.7. Análisis de Resistencia de Materiales .....	28
3.7.1. Teoría de la energía de distorsión máxima DET (Von Mises): .....	28
3.8. Estado del Arte .....	32
4.8.1. Exoesqueleto para Miembros Superiores (Ermis): .....	33
4.1.2. Modelado Musculoesquelético del Miembro Superior:.....	34
4. Metodología de Diseño y Construcción.....	35
4.1. Fase II: Desarrollo de diseño .....	35
4.1.1. Matriz QFD Aplicada a Manufactura .....	37
4.1.2. Matriz QFD Aplicada al Material de Manufactura Aditiva.....	38

4.1.3.	Matriz QFD Aplicada a Material del Eje .....	39
4.1.4.	Matriz QFD Aplicada a Tipo de Actuador .....	42
4.1.5.	Matriz QFD Aplicada al Control .....	45
4.2.	Fase III: Desarrollo de la Metodología Evolutiva:.....	45
4.2.1.	Preanálisis: .....	46
4.2.2.	Prototipo 1:.....	50
4.2.3.	Prototipo 2.....	52
4.2.4.	Prototipo 3.....	59
4.2.5.	Resultados de Diseño Mecánico Final.....	64
5.	Fase IV: Desarrollo Electrónico y de Comunicación .....	68
5.1.	Diseño y Control Circuito de Control .....	68
5.2.	Diseño PCB: Esquemático y Layout.....	68
5.3.	Construcción caja de control.....	70
5.4.	Control y Comunicación .....	71
5.5.	Control Exoesqueleto. ....	71
5.6.	Generación Trayectorias Matlab .....	73
5.7.	Control de Trayectorias.....	73
5.8.	Gemelo Digital.....	76
6.	Resultados .....	78
6.1.	Movimiento en el hombro .....	78
6.2.	Movimiento en el codo.....	81
6.3.	Movimiento en la muñeca .....	83
7.	Conclusiones .....	86
8.	Cronograma.....	87
9.	Presupuesto .....	88

Bibliografía ..... 89

Anexos ..... 92

## Lista de Figuras

Figura 1 Plexo braquial (Cardona & Díaz, 2010).....	17
Figura 2 Análisis bibliométrico sobre la literatura de exoesqueletos de datos publicados por país de Scopus 10 de febrero de 2024.consulta por (exoskeleton).....	18
Figura 3 Análisis bibliométrico sobre la literatura de exoesqueletos para mujeres de datos publicados por país de Scopus 10 de febrero de 2024.consulta por (TITLE-ABS-KEY (exoskeleton AND for AND women)).....	18
Figura 4 Análisis bibliométrico sobre la literatura de exoesqueletos para hombres de datos publicados por país de Scopus 10 de febrero de 2024.consulta por (TITLE-ABS-KEY (exoskeleton AND for AND men)).....	19
Figura 5 huesos de la extremidad superior (Drake et al., 2005) .....	22
Figura 6 Movimiento de la articulación glenohumeral (flexión y extensión) (Drake et al., 2005). .....	23
Figura 7 movimiento deflexión y extensión de la articulación del antebrazo (Drake et al., 2005). .....	24
Figura 8 movimiento de pronosupinación (Drake et al., 2005) .....	24
Figura 9: Parámetros de estudio antropomórfico, (Avila Chaurand et al., 2021).....	25
Figura 10 Diagrama S-N (Hamrock-Bernard-j-Elementos-de-Maquinas, n.d.) .....	29
Figura 11 grafica Fuerza vs Diámetro de la boquilla en impresión (E Kuznetsov et al., 2018)...	30
Figura 12 Modelo CAD del ensamble del ERMIS (Cruz, 2018).....	33
Figura 13 Esquema de ORTE + paciente (Marie, 2018). .....	34
Figura 14 Diagrama Bête a Cornes o Diagrama de toro(autor). .....	36
Figura 15 Diagrama Diagramme Pieuvre o Diagrama de pulpo (autor).....	36
Figura 16 Relación de las funciones con la selección de componentes.....	37
Figura 17 QFD aplicada a la manufactura (autor) .....	38
Figura 18 QFD aplicada al material de la manufactura aditiva (autor) .....	39
Figura 19 DLC codo (autor) .....	40
Figura 20 DLC hombro (autor).....	41
Figura 21 QFD aplicada al material para los ejes (autor) .....	42
Figura 22 QFD aplicada al actuador (autor) .....	43
Figura 23 Servomotores Seleccionados (autor). Imágenes tomadas de Amazon .....	44

Figura 24 Fuentes Seleccionadas (autor). Imágenes tomadas de Telycit y Digikey .....	44
Figura 25 QFD aplicada al software y hardware (autor) .....	45
Figura 26 Metodología evolutiva (autor).....	46
Figura 27 Compilación de componentes seleccionados (autor) .....	46
Figura 28 movimiento deflexión y extensión de la articulación del antebrazo (Drake et al., 2005). .....	49
Figura 29 Vistas modelado mecanismo de la muñeca. Prototipo 1 (autor). .....	51
Figura 30: Vistas modelado mecanismo del hombro. Prototipo 2 (autor).....	52
Figura 31 vistas eje conductor (autor) .....	53
Figura 32 Eje conducido (autor) .....	53
Figura 33 Análisis elementos finitos para el eje (autor). .....	54
Figura 34 Vistas modelado mecanismo de la muñeca. Prototipo 2 (autor). .....	55
Figura 35 Análisis de elementos finitos para espátula (autor).....	56
Figura 36 Vistas modelado mecanismo del codo. Prototipo 2 (autor).....	57
Figura 37 Ensamble total del prototipo 2 (autor).....	58
Figura 38 Vistas modelado mecanismo del hombro. Prototipo 3 (autor). .....	60
Figura 39 Vistas modelado mecanismo de la muñeca. Prototipo 3 (autor). .....	61
Figura 40 Análisis de elementos finitos para espátula (autor).....	62
Figura 41 Vistas modelado mecanismo del codo. Prototipo 3 (autor).....	63
Figura 42 Análisis de elementos finitos para barra conducida 1 (autor) .....	64
Figura 43 Ensamble mecanismo del hombro. Prototipo3 (autor).....	65
Figura 44 Ensamble mecanismo del codo. Prototipo3 (autor).....	65
Figura 45 Ensamble mecanismo de la muñeca. Prototipo 3 (autor) .....	66
Figura 46 Ensamble total. Prototipo 3 (autor) .....	67
Figura 47 Esquemático PCB (autor).....	69
Figura 48 Layout PCB (autor) .....	69
Figura 49 Elementos caja de control.....	70
Figura 50 Diagrama de control de Arduino DFD (autor) .....	72
Figura 51 Movimiento lineal combinado (autor).....	73
Figura 52 Diagrama código Simulink DFD (autor).....	75
Figura 53 Gemelo digital (autor) .....	77

Figura 54 Ángulo cero del movimiento del hombro.....	78
Figura 55 Ángulo cero del movimiento del hombro gemelo digital.....	79
Figura 56 Ángulo 90 del movimiento del hombro.....	79
Figura 57 Ángulo de 45 para el movimiento del hombro gemelo digital.....	80
Figura 58 Figura 56 Ángulo 90 del movimiento del hombro gemelo digital.....	80
Figura 59 Sujeción del exoesqueleto al brazo.....	81
Figura 60 Ángulo cero del movimiento del codo.....	81
Figura 61 Ángulo máximo 120 del movimiento del codo.....	82
Figura 62 Ángulo máximo 120 del movimiento de codo gemelo digital.....	82
Figura 63 Mano en posición de pronación.....	83
Figura 64 Mano en posición de pronación gemelo digital.....	83
Figura 65 Mano en posición de supinación.....	84
Figura 66 Mano en posición de supinación gemelo digital.....	84
Figura 67 Trayectoria lineal combinada gemelo digital.....	85

### Lista de Tablas

Tabla 1 Dimensiones antropomórficas de sexo femenino, edad 20-59 años y percentil 50, elaboración propia, (Avila Chaurand et al., 2021).....	25
Tabla 2: Clasificación de las técnicas de rehabilitación, elaboración propia, (Cruz, 2018). .....	26
Tabla 3 Resultados según boquilla y altura entre capa (E Kuznetsov et al., 2018) .....	31
Tabla 4 Resumen del estado de los exoesqueletos para rehabilitación de miembro superior, donde PS es la pronosupinación, AA es la abducción aducción, EF es la extensión y flexión y RU es la rotación interna y externa. Elaboración propia. (Silva, 2014); (Sosa, 2017); (Cardona & Díaz, 2010); (Cruz, 2018); (Franco, 2018); (Marie, 2018); (Vazquez, 2022); (Arteaga & Garcés, 2022); (Cassana, 2021).....	32
Tabla 5 Cálculos de distancias de inercia y pesos para cada segmento (autor) .....	40
Tabla 6 Cálculo del torque en el codo .....	41
Tabla 7 Cálculo del torque del hombro.....	41
Tabla 8 Rango de movimiento del prototipo y longitud ajustable del brazo y antebrazo (autor). 47	47
Tabla 9 Análisis cualitativo de 3 prototipos aplicado a la muñeca (autor).....	48
Tabla 10 Análisis cualitativo de 3 prototipos aplicado a la muñeca (autor).....	49
Tabla 11 Fallas presentes en el prototipo 2.....	59
Tabla 12 Cronograma de Desarrollo.....	87
Tabla 13 Presupuesto del proyecto .....	88

## Resumen

**Título:** Prototipo de exoesqueleto de miembro superior para movimientos de pronosupinación del antebrazo, flexo-extensión del hombro y codo. \*

**Autor(es):** Lina Fernanda Ladino Cáceres – Angie Carolina Echavarría Grimaldos. \*\*

**Palabras Clave:** Exoesqueleto, Miembro superior, Prototipo.

### Descripción:

En el siguiente documento muestra el desarrollo de un diseño de un prototipo de exoesqueleto funcional que cumple con tres grados de libertad para el brazo derecho, enfocado a la población femenina colombiana trabajadora entre los 20-59 años de edad. El prototipo tiene grados de movimiento variables según cada articulación; Para el hombro va desde 0° a 90°, para el codo de 0° hasta 120° y para la pronosupinación va desde 0° a 115° a lo largo del plano sagital.

El prototipo funciona con 3 servomotores ubicados en el hombro, codo y mano, que son controlados mediante Arduino el cual recibe la señal desde Simulink donde se ajusta y suaviza la señal de entrada dada por el operador, adicionalmente cuenta con un gemelo digital que funciona a tiempo real con el movimiento del prototipo, dicho gemelo digital permite, además, predecir el comportamiento del exoesqueleto antes de ser implementado al brazo del usuario.

A lo largo del documento, el lector se encontrará con una explicación gráfica detallada de las metodologías implementadas, entre las que se incluyen APTE y la metodología evolutiva. Estas metodologías no solo ofrecen un enfoque sistemático, sino que también abarcan una amplia gama de aspectos, desde los criterios de selección de componentes hasta el proceso paso a paso del diseño mecánico y de control.

---

\*Trabajo de Grado

\*\*Facultad Fisicomecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Fabian Díaz Palencia. Codirector: Helio Sneyder Esteban Villegas.

## Abstract

**Title:** Prototype of an upper limb exoskeleton for pronosupination movements of the forearm, shoulder flexion-extension, and elbow flexion-extension. \*

**Author:** Lina Fernanda Ladino Cáceres – Angie Carolina Echavarría Grimaldos. \*\*

**Key Words:** Exoesqueleto, Miembro superior, Prototipo.

### Description:

In the following document, the development of a functional exoskeleton prototype design is presented, which provides three degrees of freedom for the right arm, targeting the female working population in Colombia aged between 20-59 years old. The prototype offers variable degrees of movement for each joint: for the shoulder, it ranges from 0° to 90°; for the elbow, from 0° to 120°, and for pronosupination, it spans from 0° to 115° along the sagittal plane.

The prototype operates with 3 servo motors located in the shoulder, elbow, and hand, which are controlled through Arduino receiving signals from Simulink. In Simulink, the input signal from the operator is adjusted and smoothed. Additionally, it features a digital twin that operates in real-time with the prototype's movement. This digital twin allows for predicting the exoskeleton's behavior before it is implemented on the user's arm.

Throughout the document, the reader will encounter a detailed graphical explanation of the implemented methodologies, including APTE and evolutionary methodology. These methodologies not only provide a systematic approach but also cover a wide range of aspects, from component selection criteria to the step-by-step process of mechanical and control design

---

\*Bachelor Thesis

\*\*Facultad Fisicomecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Fabian Díaz Palencia. Codirector: Helio Sneyder Esteban Villegas



## Introducción

Este proyecto presenta el desarrollo de un exoesqueleto funcional, seguro, adaptable, ergonómico y económico, ofrece además 3 grados de libertad; pronación y supinación de la muñeca con una amplitud de movimiento de  $0^\circ$  a  $115^\circ$ , para la flexión y extensión del codo de  $0^\circ$  a  $120^\circ$  y para la flexión y extensión del hombro de  $0^\circ$  a  $90^\circ$ . El prototipo está diseñado con un gemelo digital y una interfaz de control que permite graduar los movimientos mediante una trayectoria manual, sinusoidal y lineal combinada, abriéndose camino para tener un posible uso en terapias de rehabilitación dirigidas a mujeres colombianas que han experimentado pérdida de movilidad en el brazo derecho.

En una primera fase, se llevaron a cabo análisis exhaustivos de los requerimientos técnicos y de los usuarios. Esto permitió establecer parámetros para la selección de manufactura, material, actuadores, software y hardware. Posteriormente, se procedió a la fase de diseño, donde se implementó una metodología evolutiva. Esta metodología se desarrolla mediante un proceso iterativo que parte de un diseño inicial con su respectiva descripción y análisis. Este diseño evoluciona a través de correcciones en el diseño dos y, posteriormente, del diseño dos al diseño tres. El diseño tres se consideró como el diseño final, lo que llevó al siguiente paso: la aplicación del sistema de control y el gemelo digital.

Para el sistema de control se implementa la relación de hardware (Arduino) y software (Simulink), con el fin de controlar los actuadores, guiar el movimiento e implementar el gemelo digital mediante un diagrama de bloques.

El objetivo principal de este proyecto fue desarrollar un prototipo funcional con un potencial inicial en uso terapéutico para la población femenina colombiana entre los 20 y 59 años de edad.

## 1. Justificación

La actividad motora, ya sea voluntaria o involuntaria, es generada por la contracción de los músculos, la cual es coordinada por el encéfalo y la médula espinal. La manifestación de la actividad motora se evidencia en el tono y la fuerza muscular. El tono muscular es el resultado de la actividad autorregulada de todo el sistema nervioso, el cual, al procesar la información recibida, garantiza la actividad integrada del cuerpo. Si el músculo mantiene niveles normales de tensión, el tono será normal; si disminuye, se denomina hipotonía, y si aumenta, hipertonía. La hipotonía se asocia con debilidad muscular, mientras que la hipertonía con rigidez muscular (Szlafsztein, n.d.).

La debilidad muscular o hipotonía puede surgir debido a diversas patologías, como la fase inicial tras un Accidente Cerebrovascular (ACV), traumatismos como lesiones raquímedulares y del plexo braquial, entre otros. El ACV se define como un déficit focal neurológico no convulsivo de inicio abrupto que persiste por más de 24 horas (Muñoz Mario, 2010). El 85% de los sobrevivientes de ACV experimentan un deterioro agudo del brazo y el 40% sufren de deficiencia crónica o discapacidad permanente (Ayala Lozano et al., 2015). Durante las primeras seis semanas, el paciente puede experimentar hipotonía, la cual puede tratarse mediante movilizaciones articulares. Este tratamiento es crucial, ya que puede prevenir la transición a una hipertonía posterior a esas semanas, lo que complicaría la rehabilitación pasiva y la volvería forzada.

Por su parte una lesión raquímedular es una lesión que afecta la médula espinal, la cual es la estructura nerviosa que se extiende desde el cerebro hasta la parte baja de la espalda. Estas lesiones pueden ser el resultado de traumatismos, como caídas, accidentes automovilísticos, lesiones deportivas, heridas de arma de fuego o puñaladas, entre otras causas. Debido a estas se pueden presentar diferentes síndromes clínicos como lo es el centromedular, el cual es más frecuente de las lesiones incompletas y caracterizado por mayor debilidad motora (hipotonía) en miembros superiores que en inferiores, trastornos esfinterianos y grados variables de afectación sensitiva (Galeiras Vázquez et al., 2017).

Una lesión plexo-braquial abarca desde los nervios espinales hasta la dorsal primera, véase la figura 1, este tipo de lesión afecta la fuerza, el tono y la sensibilidad de todo el miembro superior, para su tratamiento se debe enfocar en las siguientes herramientas: Movimiento activo, elevaciones y fisioterapia, esto para la etapa temprana en la que se busca eliminar edemas y recuperar el

movimiento articular de forma pasiva el fisioterapeuta debe aplicar calor y masajes dirigidos al estiramiento antes de inducir los movimientos articulares (Cardona & Díaz, 2010).

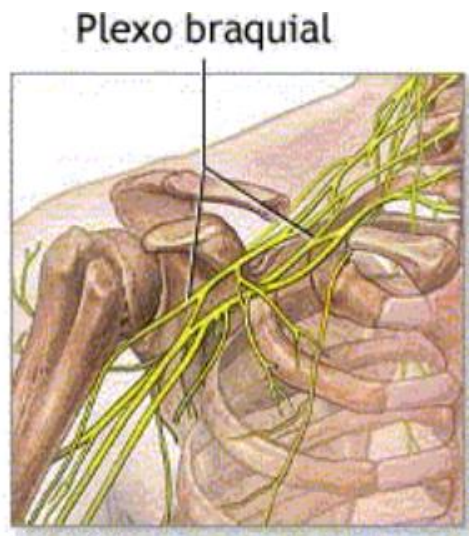


Figura 1 Plexo braquial (Cardona & Díaz, 2010)

Partiendo de lo anterior las tres patologías presentadas requieren rehabilitación pasiva relajada inducida por un fisioterapeuta u especialista en el área de la salud, en ocasiones con ayuda de dispositivos de asistencia como lo son los exoesqueletos. Por ello el uso de estos como herramienta terapéutica se ha popularizado en este tipo de terapias por ventajas como (Cardona & Díaz, 2010):

- Permite límites rotacionales de seguridad.
- Permite movilidad de arco graduable
- Posee torque suficiente para movilizar el brazo.
- Posee dimensiones ajustables entre articulaciones.
- Busca ser fácil de operar permitiendo la realización de diversas rutinas terapéuticas a velocidad constante.

La figura 2 muestra un análisis de datos realizado por SCOPUS sobre la literatura acerca de exoesqueletos publicados en Colombia, este mostró un bajo porcentaje en comparación con países como Estados Unidos y China.

### Documents by country or territory

Compare the document counts for up to 15 countries/territories.

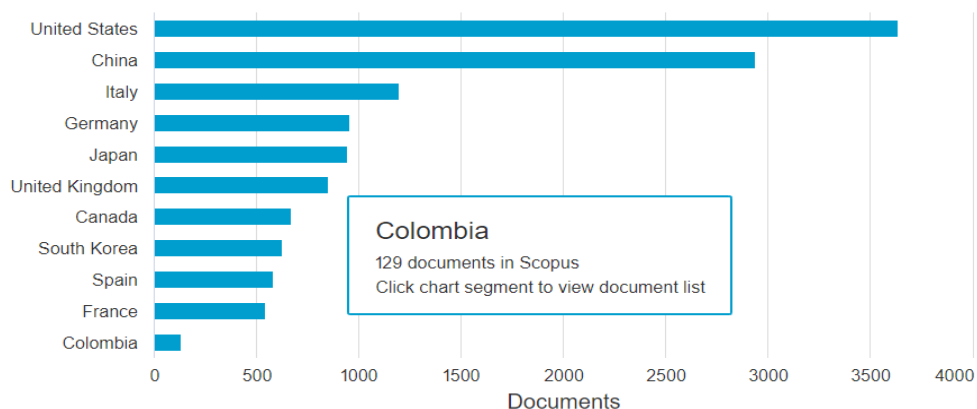


Figura 2 Análisis bibliométrico sobre la literatura de exoesqueletos de datos publicados por país de Scopus 10 de febrero de 2024.consulta por (exoskeleton)

Teniendo en cuenta lo anterior se realiza una comparación entre el enfoque global y nacional que se le da a los exoesqueletos tanto para mujeres como para hombres (véase la figura 3 y 4 respectivamente) donde mediante la herramienta scopus se evidencia que los estudios publicados en cuanto a exoesqueletos no solo son bajos en Colombia, sino que es nulo para la mujer.

### Documents by country or territory

Compare the document counts for up to 15 countries/territories.

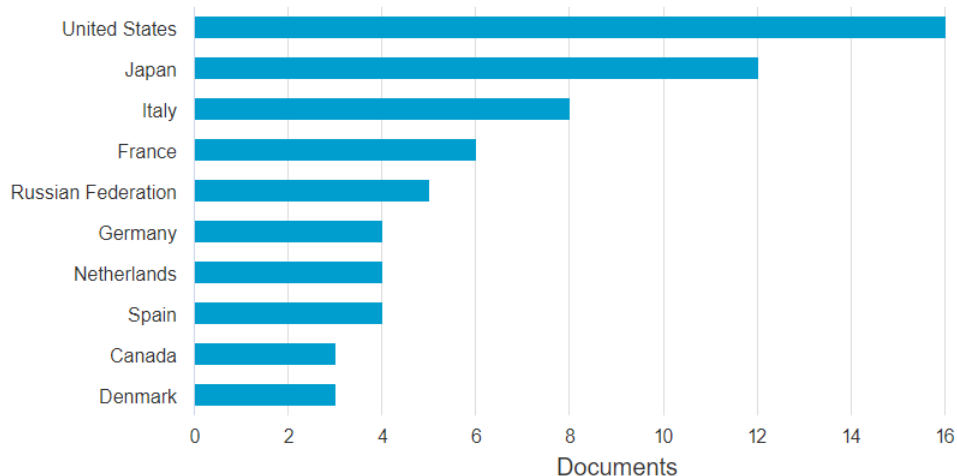


Figura 3 Análisis bibliométrico sobre la literatura de exoesqueletos para mujeres de datos publicados por país de Scopus 10 de febrero de 2024.consulta por (TITLE-ABS-KEY (exoskeleton AND for AND women))

### Documents by country or territory

Compare the document counts for up to 15 countries/territories.

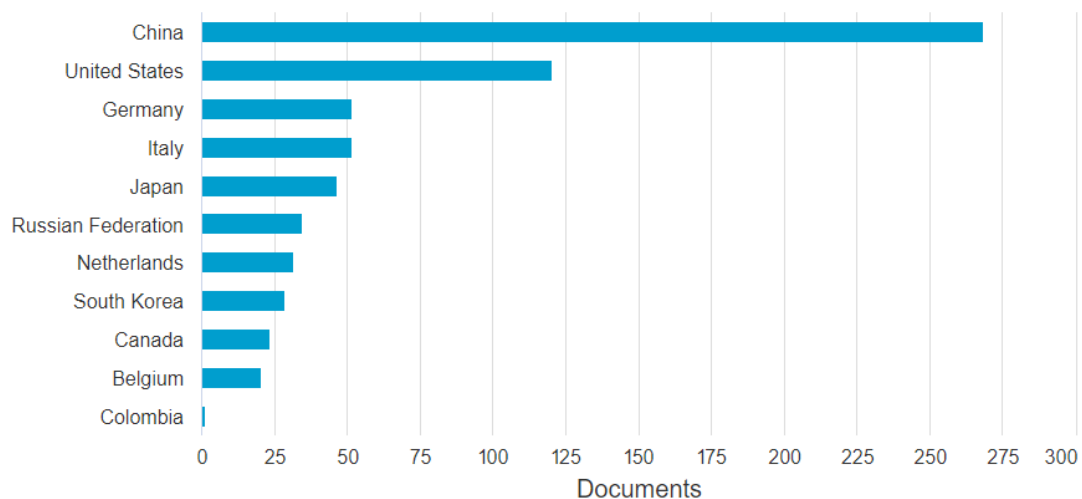


Figura 4 Análisis bibliométrico sobre la literatura de exoesqueletos para hombres de datos publicados por país de Scopus 10 de febrero de 2024.consulta por (TITLE-ABS-KEY (exoskeleton AND for AND men))

Considerando este punto y el hecho de que el proyecto se centra únicamente en la fabricación de un prototipo, el enfoque estará dirigido hacia la mujer colombiana, con edades comprendidas entre los 20 y 59 años, con el propósito de ofrecer un exoesqueleto ajustable que cuente con los 3 grados de libertad, evitando movimientos bruscos y garantizando su ergonomía. Esto permitirá que en el futuro pueda explorarse su posible aplicación terapéutica.

## **2. Objetivos**

### **2.1. Objetivo General**

Desarrollar un prototipo funcional de exoesqueleto para los movimientos de pronosupinación del antebrazo, flexo-extensión del hombro y codo. Con posibilidad de usarse en tratamientos de recuperación de la movilidad del miembro superior.

### **2.2. Objetivos Específicos**

1. Seleccionar los componentes mediante la metodología APTE, la metodología evolutiva, el despliegue de la función de calidad (QFD) y cálculos de diseño.
2. Diseñar la estructura base del exoesqueleto de miembro superior para los movimientos de pronosupinación del antebrazo, flexo-extensión del hombro y codo, adaptable a las dimensiones antropométricas de la mujer colombiana promedio entre 20 y 59 años para el percentil 50, mediante el uso de la herramienta CAD SolidWorks.
3. Construir el exoesqueleto haciendo uso de herramientas de manufactura aditiva, manufactura convencional y prototipado electrónico.
4. Validar el funcionamiento del exoesqueleto por medio de la implementación de una interfaz de control y pruebas de funcionamiento siguiendo trayectorias básicas usadas en rehabilitación.



### 3. Marco Teórico

El marco teórico constituye la síntesis bibliográfica y conceptual que fundamenta el proyecto, integrando criterios, investigaciones previas y definiciones clave. Su estructura se segmenta con el propósito de establecer un desarrollo lógico desde la comprensión anatómica para la definición de requisitos de usuario, hasta la delineación de parámetros y restricciones de diseño inherentes a los exoesqueletos, incluyendo consideraciones técnicas en manufactura, resistencia, cinemática y control.

#### 3.1. Biomecánica del Miembro Superior (Hombro, Codo y Muñeca)

Debido a que el prototipo busca interactuar con el miembro superior es importante conocer y definir las características que se tendrán en cuenta.

##### 3.1.1. Extremidad superior:

La extremidad superior se extiende desde la articulación glenohumeral, que involucra huesos como el húmero, la escápula y la clavícula, hasta las falanges distales de la mano, como se ilustra en la Figura 5. En términos menos técnicos, comúnmente se conoce como el conjunto del hombro, codo y muñeca, cada uno con articulaciones específicas que permiten diferentes grados de movimiento.

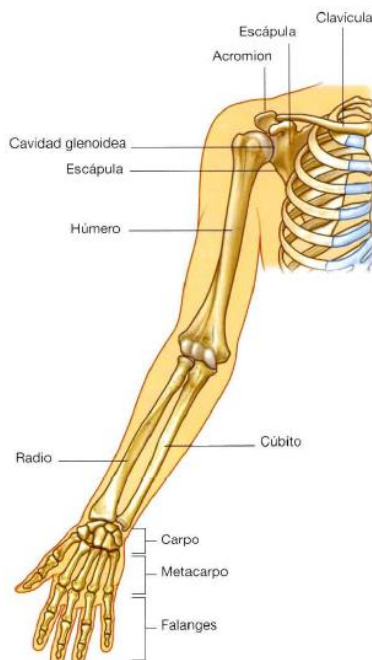


Figura 5 huesos de la extremidad superior (Drake et al., 2005)

### 3.1.2. Hombro

El hombro es la articulación proximal del miembro superior y es la más móvil de todo el esqueleto, y está conformada por cinco articulaciones (glenohumeral, subdeltoidea, escapulotorácica, acromioclavicular y esternoclavicular) y tres huesos (la clavícula, la escapula y el humero) (Marie, 2018). En este caso el centro de estudio en el hombro estará en el movimiento de flexión- extensión, véase la figura 6, para la cual la articulación primordial es el glenohumeral que permite que el hombro se mueva en tres ejes realizando 5 movimientos diferentes, (Kehne et al., 2017).

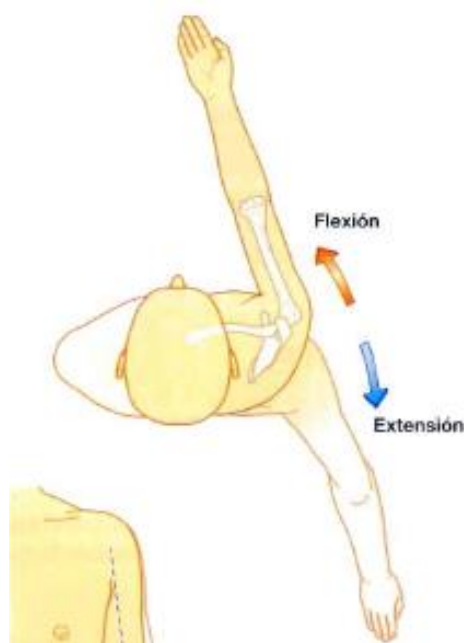


Figura 6 Movimiento de la articulación glenohumeral (flexión y extensión) (Drake et al., 2005).

### 3.1.3. Codo

El codo es la articulación media del miembro superior, conformado por dos huesos Cúbito (Unla) y Radio véase en la figura 7, y la parte distal del humero. El codo une mecánicamente el antebrazo y el brazo, Es una articulación con una cavidad articular que lleva a cabo dos funciones:

1. Flexo extensión: movimiento en bisagra que ocurre cuando comemos.
2. Pronosupinación: Es el movimiento de rotación del antebrazo en torno a su eje longitudinal.



Figura 7 movimiento deflexión y extensión de la articulación del antebrazo (Drake et al., 2005).

### 3.1.4. Muñeca

Es el área anatómica que establece la unión entre el antebrazo y la mano, y está compuesta por las partes distales del radio y el cúbito, y por el conjunto de huesos que conforman el carpo, véase la figura 8. En este caso el movimiento de interés es el de la pronosupinación que es la rotación del antebrazo a través de la muñeca y el codo.

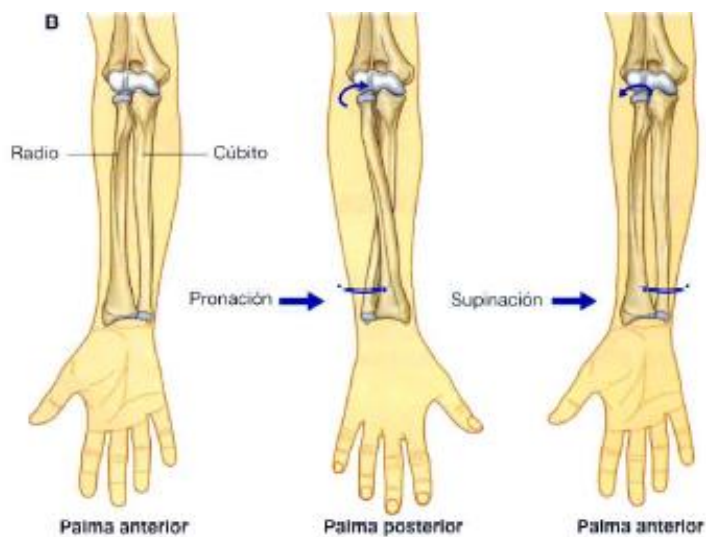


Figura 8 movimiento de pronosupinación (Drake et al., 2005)

### 3.2. Dimensiones Antropométricas de la Población Colombiana

La antropometría es la encargada de estudiar las dimensiones corporales de las personas, de acuerdo con las características de los grupos poblacionales (Avila Chaurand et al., 2021). Los datos antropométricos de la población colombiana, y en particular, de la población laboral femenina entre los 20 y los 59 años para el percentil 50, correspondientes al miembro superior se muestran en la tabla 1 en base a los parámetros de estudio antropométrico figura 9.

Tabla 1 Dimensiones antropométricas de sexo femenino, edad 20-59 años y percentil 50, elaboración propia, (Avila Chaurand et al., 2021).

Dimensiones	Percentil 50				Promedio	Percentil 95				Promedio
	20-29	30-39	40-49	50-59		20-29	30-39	40-49	50-59	
1 Masa corporal [Kg]	55,3	58,9	62,6	61,6	59,6	71,4	74,5	81,6	77,1	76,15
2 Estatura [cm]	156,3	155,6	155,6	153,2	155,175	166,4	166,1	165,2	163,3	165,25
11 Brazo	55,5	55,1	55,1	53,5	54,8	59,2	58,5	58,5	57,6	58,45
15 Ante-brazo	23,4	23,2	22,9	22	22,875	26,7	26,4	26,4	25,5	26,25
39 Mano	16,6	16,6	16,7	16,5	16,6	18,1	18	18	17,7	17,95
<b>Longitud total del brazo</b>	<b>95,5</b>	<b>94,9</b>	<b>94,7</b>	<b>92</b>	<b>94,275</b>	<b>104</b>	<b>102,9</b>	<b>102,9</b>	<b>100,8</b>	<b>102,65</b>
38 Longitud desde la espalda(lateral)	65,2	65,6	66,3	66,2	65,825	70,7	71,3	71,6	71,5	71,275
37 Longitud desde la mitad (frontal)	70,1	69,9	704,4	69,6	228,5	75,8	75,3	75,2	74,4	75,175
51 Perimetro brazo flexionado	26,4	27,7	29	35	29,525	31	32,5	29,1	33,9	31,625

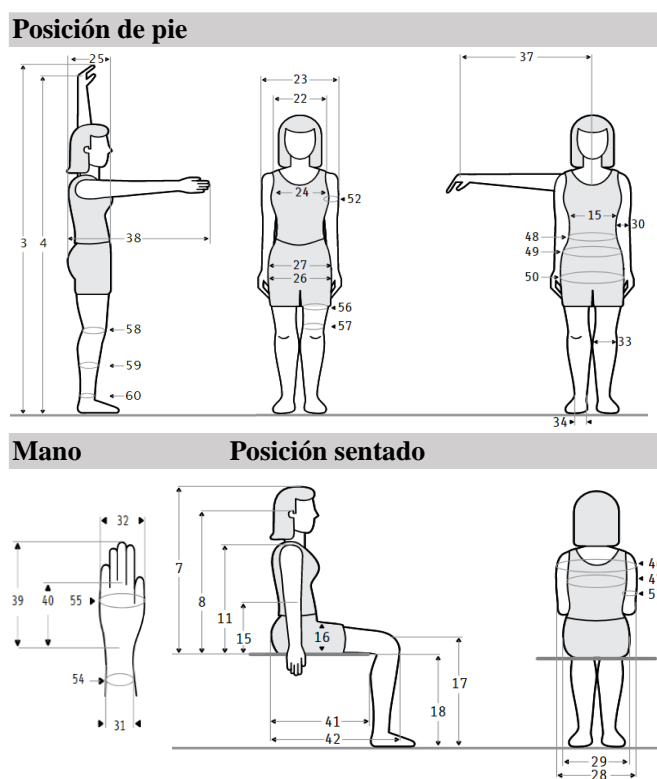


Figura 9: Parámetros de estudio antropométrico, (Avila Chaurand et al., 2021)

### 3.3. Métodos de Rehabilitación en Pacientes con Pérdida de la Movilidad


La Asociación Española de Fisioterapeutas (AEF) define la rehabilitación como el “conjunto de métodos, actuaciones y técnicas que, mediante la aplicación de medios físicos y con el apoyo de otras ciencias, curan, previenen y adaptan a aquellas personas afectadas de disfunciones somáticas, psicosomáticas y orgánicas o a las que desean mantener un nivel adecuado de salud” (Benito González & Machado Zavarce, 2013).

En otras palabras, la rehabilitación utiliza el movimiento para la recuperación de la capacidad de trabajo después de los traumatismos y las enfermedades que afectan a la movilidad (Biriukov, 2018). En la tabla 2 se pueden diferenciar los distintos tipos de rehabilitación siendo la pasiva relajada la aplicable ya que se define como la realización de los movimientos bajo la acción de una fuerza exterior (Biriukov, 2018). Y esta en particular se aplicará debido a que las articulaciones estarán libres y no existe causa alguna que les impida el movimiento (Cruz, 2018). En este caso se utilizarán movilizaciones articulares con un exoesqueleto como instrumento para guiar el movimiento de las articulaciones y recuperar la movilidad del usuario.

Tabla 2: Clasificación de las técnicas de rehabilitación, elaboración propia, (Cruz, 2018).

<b>Tipos</b>	<b>Técnicas</b>	<b>Medios</b>	<b>Ejemplos</b>
<b>Activa</b>  Se efectúan sin la aplicación de fuerza exterior. Biriukov, A. A. (2018).	Asistida	Manual Mecánica	Poleas Suspensión Planos-patines deslizantes Hidroterapia
	Resistida	Manual Mecánica	Cargas directas Cargas indirectas Isocinéticos Hidroterapia
Libre		Auto-resistida	Terapia espejo Imaginería motora



<p><b>Pasiva</b> Se efectuan bajo la acción de una fuerza exterior. Biriukov, A. A. (2018).</p> 	Movilizaciones articulares	Manual	Analítica Funcional	
		Autopasiva	Articulación Blanco Articulación Vecina	
		Instrumental	Férula mecánica	
	Tracciones articulares	Manual	Gravedad	Plano inclinado
		Instrumental	Electromecánica Autoelongación Pesos-poleas Hidroterapia	
		Manual		
	Posturas osteoarticulares	Autopasiva	Sistema cable-polea	
		Instrumental	Cargas Tirantes de Fijación Órtesis	
		Manual		
	Estiramientos miotendinosos	Manual		
Autopasiva				
<b>Manipulaciones</b>				
<p><b>Pasiva Forzada</b> Se lleva a cabo en aquellas situaciones en que las articulaciones no están libres, por existir adherencias o retracciones que impiden total o parcialmente su movilización</p>	Autopasiva	Terapia ocupacional		
<p><b>Pasiva Relajada</b> Se lleva a cabo en los casos en que las articulaciones están libres y no existe causa alguna que les impida el movimiento.</p>	Instrumental	Estimulaciones eléctricas		
	Manual	Terapia ocupacional		

### 3.4. Exoesqueleto

Un exoesqueleto es un sistema bio-mecatrónico, donde el mecanismo está adaptado a la estructura física del cuerpo humano, con el fin de realizar procesos terapéuticos que brindan al paciente soporte durante rutinas de rehabilitación determinadas, con la finalidad de aumentar las capacidades del cuerpo con ayuda de actuadores localizados cerca la articulación (Díaz et al., 2021).

Los requerimientos técnicos que se encuentran en la mayoría de los diseños de los exoesqueletos toman en cuenta la ergonomía del sistema y la capacidad de adaptación a varios y/o diferentes tipos de pacientes, otro aspecto importante de estos dispositivos es la interacción que hay entre humano-robot. La primera interacción es la cognitiva, porque el paciente debe controlar el dispositivo mientras está en funcionamiento, y la segunda es de tipo biomecánica y está relacionada con la aplicación de las fuerzas controladas entre ambas (Marie, 2018). La primera

interacción es la cognitiva, porque el paciente debe controlar el dispositivo mientras está en funcionamiento, y la segunda es de tipo biomecánica y está relacionada con la aplicación de las fuerzas controladas entre ambas (Marie, 2018).

La fisioterapia asistida con robots, representan las mejores alternativas de tratamiento debido a la precisión y adaptabilidad no sólo en las fuerzas de interacción humano-robot, también en la modulación de amplitud y frecuencia de las trayectorias de referencia (García-Blancas et al., 2022). En la tabla 6 se presenta una revisión bibliográfica sobre el diseño de exoesqueletos y las diferentes aplicaciones que estos pueden tener en la vida humana.

### **3.5. Servomotores**

Un servomotor, conocido también como servo, representa un dispositivo similar a un motor de corriente continua. Su principal característica radica en su habilidad para posicionarse con precisión en cualquier punto dentro de su rango operativo y mantenerse estable en esa posición específica. Este tipo de motor eléctrico ofrece control tanto en velocidad como en posición (Arboleda et al., 2014).

### **3.6. Gemelo Digital**

Un gemelo digital (GD) consiste en la creación de una réplica virtual, a imagen y semejanza de un activo real en funcionamiento, las ventajas de usar un gemelo digital son (Varas Chiquito et al., 2020):

1. Comprobar si un producto cumple con las especificaciones ideadas en su diseño antes de hacer un prototipo real.
2. Refleja la condición actual del activo.
3. Sirve para predecir su comportamiento futuro y monitorizar posibles fallos.

### **3.7. Análisis de Resistencia de Materiales**

Para el análisis de los materiales a utilizar en la manufactura se realizará un análisis de elementos finitos para asegurar que los componentes cumplen con un factor de seguridad apropiado.

#### **3.7.1. Teoría de la energía de distorsión máxima DET (Von Mises):**

Esta teoría propone que el fallo ocurre cuando la energía de distorsión total en un volumen unitario es mayor que el valor de energía de distorsión correspondiente a la resistencia a fluencia

en ese mismo volumen (Abasolo et al., n.d.). Esta teoría es válida para materiales dúctiles y produce la fluencia bajo cargas combinadas, su análisis se puede dar incluso para un estado de esfuerzos triaxial, con simplificaciones a uno biaxial. (*Hamrock-Bernard-j-Elementos-de-Maquinas*, n.d.).

$$\sigma_c = \frac{1}{\sqrt{2}} [(\sigma_2 - \sigma_1)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 + (\sigma_3 - \sigma_2)^2]^{1/2} \quad (1)$$

$$\sigma_c = (\sigma_1^2 + \sigma_2^2 - \sigma_1\sigma_2)^{1/2} \quad (2)$$

En ambos casos la DET predice que la falla ocurrirá cuando:

$$\sigma_c \geq \frac{S_y}{n_s} \quad (3)$$

Predicción de falla por carga cíclica y de impacto:

**Fatiga:** La fatiga es según Hamrock el proceso de la acumulación de daño que se manifiesta mediante grietas, siendo las grietas posibles solo con una deformación plástica en su extremo. La fatiga comúnmente es graficada mediante el diagrama de S-N o diagrama de Wohler el cual grafica la resistencia a la fatiga vs el logaritmo del número total de ciclos a la falla  $N'$ , véase la figura 10. En cuanto a los regímenes de la fatiga se puede hacer una diferenciación entre vida finita y vida infinita según el límite a la fatiga que se puede obtener mediante el diagrama S-N.

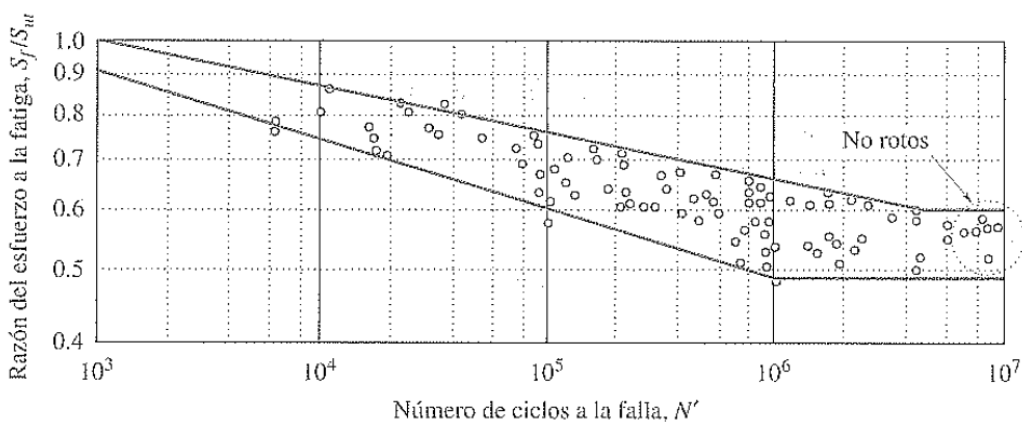


Figura 10 Diagrama S-N (*Hamrock-Bernard-j-Elementos-de-Maquinas*, n.d.)

La grafica mostrada corresponde a los aceros por lo que el límite a la fatiga variara según el material y su manufactura, en base a que la fatiga es inherente debido a que “existe un gran rango de rendimiento en las probetas preparadas con los mismos materiales”, (*Hamrock-Bernard-*

*j-Elementos-de-Maquinas*, n.d.), por ello se considera el escenario de los peores casos o los componentes críticos para el aseguramiento en el diseño durante este libro.

Para la aplicación del cálculo de la resistencia se debe considerar las características del material y su manufactura aditiva la cual se conoce como un método de producción digitalizada que consiste en fabricar objetos previamente modelados, mediante la deposición de capa por capa de material hasta conformar un objeto tridimensional. Por lo cual se tuvo en cuenta el análisis de resistencia de dicha manufactura en diversas condiciones realizados por (E Kuznetsov et al., 2018) y dando los siguientes resultados, figura 11:

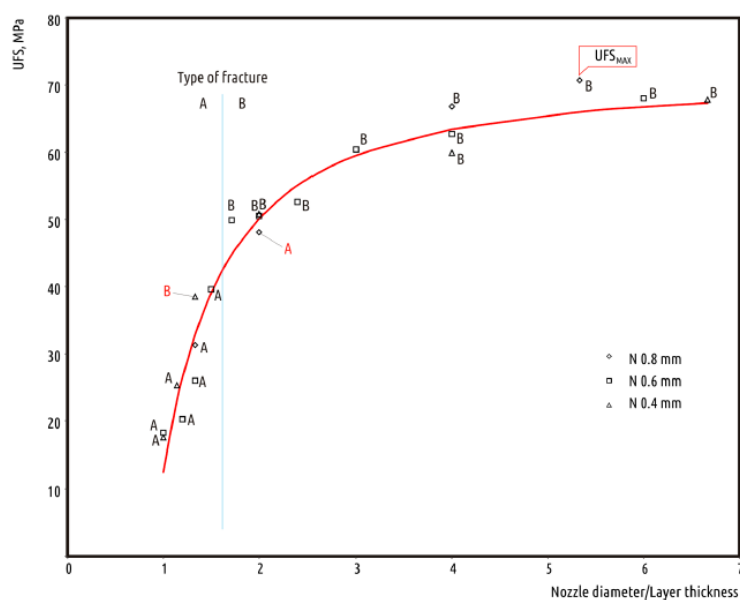


Figura 11 grafica Fuerza vs Diámetro de la boquilla en impresión (E Kuznetsov et al., 2018)

El análisis a tensión realizado por (E Kuznetsov et al., 2018) para probar la resistencia del PLA a tensión tuvo varias conclusiones interesantes, entre estas que la fuerza de la pieza disminuyó junto con el aumento de la altura entre capa para todas las boquillas investigadas (0.4, 0.6 y 0.8mm) dando una disminución de hasta 3.5 veces, Otro factor importante fue la boquilla mostrando mejores resultados con una boquilla más grande, véase la tabla 3 en la que además se observa que es poco práctico usar un espesor de capa superior al 80% del diámetro de la boquilla.

Tabla 3 Resultados según boquilla y altura entre capa (E Kuznetsov et al., 2018)

Code	Nozzle Diameter, mm	Layer Thickness, mm	Volumetric Printing Speed, mm <sup>3</sup> /s	Fracture Force <sup>1</sup> , N	Ultimate Fracture Strength, MPa	Type of Fracture <sup>2</sup>
N8L15	0.8	0.15	3	802 (27)	70.7	B
N8L2	0.8	0.2	4	757 (35)	66.8	B
N8L4	0.8	0.4	8	545 (72)	48.1	A
N8L6	0.8	0.6	12	355 (27)	31.3	A
N6L1	0.6	0.1	1.5	771 (17)	68.0	B
N6L15	0.6	0.15	2.2	710 (49)	62.7	B
N6L2	0.6	0.2	3	685 (9)	60.4	B
N6L25	0.6	0.25	3.8	596 (30)	52.6	B
N6L3	0.6	0.3	4.5	573 (51)	50.5	B
N6L35	0.6	0.35	5.2	565 (34)	49.9	B
N6L4	0.6	0.4	6	448 (13)	39.6	A
N6L45	0.6	0.45	6.8	294 (4)	26.0	A
N6L5	0.6	0.5	7.5	229 (21)	20.2	A
N6L6	0.6	0.6	9	207 (12)	18.2	A
N4L06	0.4	0.06	0.6	768 (7)	67.8	B
N4L1	0.4	0.1	1	679 (33)	59.9	B
N4L2	0.4	0.2	2	576 (44)	50.8	B
N4L3	0.4	0.3	3	436 (59)	38.5	B
N4L35	0.4	0.35	3.5	290 (18)	25.6	A
N4L4	0.4	0.4	4	198 (24)	17.5	A

<sup>1</sup> Value in brackets is a standard deviation; <sup>2</sup> A—on the interface between layers, B—in the bulk (across the layers).

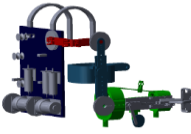


Otra conclusión importante de dicho artículo es que cuando se realiza la impresión y la pieza no es sólida se verá afectado el factor de seguridad, por lo que un factor más aproximado es equivalente a la mitad del calculado con la pieza sólida (E Kuznetsov et al., 2018).

### 3.8. Estado del Arte

Como parte del estado del arte, se elaboró una tabla (véase la tabla 4) comparativa que exhibe las distintas características de varios proyectos de exoesqueletos enfocados en la extremidad superior. Esta tabla fue creada con el propósito de identificar y seleccionar aquellas características relevantes que sirvieron de guía para el desarrollo del diseño del exoesqueleto, tomando como base la revisión exhaustiva de la literatura especializada en el campo.

Tabla 4 Resumen del estado de los exoesqueletos para rehabilitación de miembro superior, donde PS es la pronosupinación, AA es la abducción aducción, EF es la extensión y flexión y RU es la rotación interna y externa. Elaboración propia. (Silva, 2014); (Sosa, 2017); (Cardona & Díaz, 2010); (Cruz, 2018); (Franco, 2018); (Marie, 2018); (Vazquez, 2022); (Arteaga & Garcés, 2022); (Cassana, 2021).

Exoesqueleto	Nombre del exoesqueleto	Movimientos admitidos	Grados de libertad	Entrada de control principal	Tipo de actuadores
	EXOESQUELETO MAESTRO DE BRAZO	Hombro AA Codo EF Mano RU,PS	5		Servomotores, acelerómetro, sensor de fuerza piezoeléctrico
	EXOESQUELETO PARA LA REHABILITACIÓN DEL HOMBRO	Hombro AA,EF,RU	3	Pasivo	Servomotores, actuadores rotatorios
	EXOESQUELETO PARA HOMBRO Y CODO	Hombro EF, Codo EF	2	Proporcional integral PI	Actuadores MAXON RE35 90W 273753 y servomotores, moto reducción MAXON Planetary Gearhead GP 42C 203134
	EXOESQUELETO PARA MIEMBROS SUPERIORES	Hombro EF, RU,AA Codo EF, RU Muñeca EF,PS	5	PID	Anillos deslizantes, Actuadores lineales, Actuador lineal electromecánico, Articulaciones rotacionales, Engranajes cónicos, rodamientos
	EXOESQUELETO ROBÓTICO DE MIEMBRO SUPERIOR	Hombro EF, AA Codo EF Muñeca PS	4	V-REP, microcontrolador Arduino	Sensores de resistencia variable, Potenciómetro, Articulaciones rotacionales
	MODELADO MÚSCULO-ESQUELÉTICO DEL MIEMBRO SUPERIOR	Hombro EF, AA Codo EF	3		Servomotores, motores

	<p>EXOESQUELETO DE MIEMBRO SUPERIOR CON SEGUIMIENTO PARA MINIMIZAR EL CONSUMO DE ENERGÍA</p>	<p>Hombro EF, AA Codo EF</p>	<p>3</p>	<p>Controlador robusto GPI y Motores, Poleas, Cables. PIS</p>
	<p>CONSTRUCCIÓN PARA UN SISTEMA DE REHABILITACIÓN MOTRIZ PARA EXTREMIDADES SUPERIORES</p>	<p>Hombro EF Codo EF Muñeca EF, AA</p>	<p>4</p>	<p>Phyton y interfaz HMI Motor DC, Servomotor mg 998, Motor pasos a paso Nema 23</p>
	<p>DISEÑO DE EXOESQUELETO PARA MIEMBRO SUPERIOR PACIENTES CON ENFERMEDAD CEREBRO VASCULAR</p>	<p>Codo EF Muñeca PS</p>	<p>2</p>	<p>PIC 16F877A Motor paso a paso, Servomotores</p>

Tomando como nuevo punto de partida la tabla anterior se notaron 2 prototipos principales que brindan opciones cercanas a lo que se busca conseguir, más específicamente las tesis:

#### 4.8.1. Exoesqueleto para Miembros Superiores (Ermis):

Generación de trayectorias de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros superiores

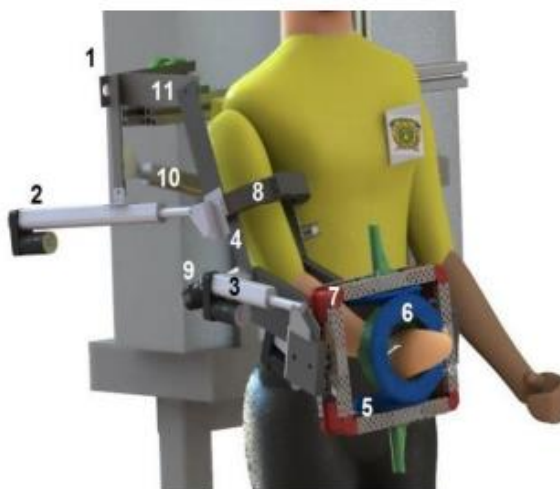


Figura 12 Modelo CAD del ensamble del ERMIS (Cruz, 2018).

Este es un modelo que cumple con todos los grados de movilidad, además de tener una documentación de calidad, por ello se tomó como referencia clave en el desarrollo del proyecto.

#### 4.1.2. Modelado Musculoesquelético del Miembro Superior:

Modelado musculoesquelético del miembro superior y desarrollo del sistema de control de un dispositivo de rehabilitación del hombro.

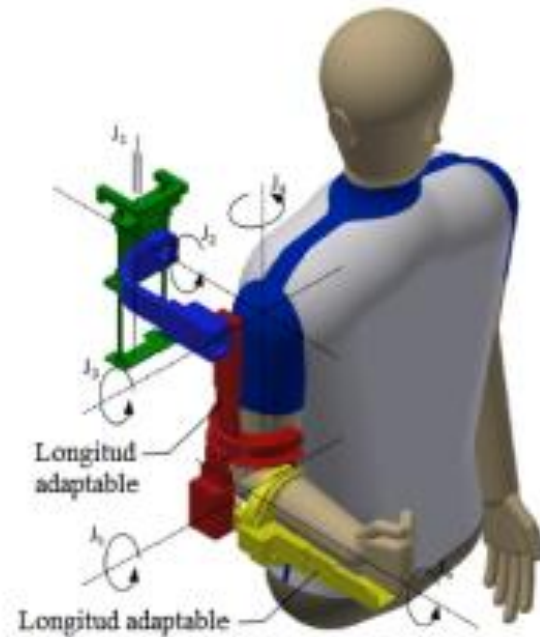


Figura 13 Esquema de ORTE + paciente (Marie, 2018).

Este modelo causo interés debido a la simplicidad del mecanismo en el codo, además de ser específico y funcional. Por ello se tomó como referencia.

## 4. Metodología de Diseño y Construcción

### 4.1. Fase II: Desarrollo de diseño

El proceso de desarrollo del diseño se llevará a cabo mediante la aplicación de la metodología APTE (Aplicación a Técnicas Empresariales). Esta metodología se destaca como un método de análisis funcional y de valor diseñado para proyectos de innovación. Su objetivo central es mejorar la adaptación a las necesidades del usuario, aumentando la calidad del proyecto. Adicional a esto la metodología APTE tiene como funciones independientes (Álvarez, 2016):

1. Definir problemas como objetivos a alcanzar.
2. Buscar la obtención de un marco consensual de reflexión entre los diversos responsables sobre los servicios que deben entregarse.
3. La objetividad evita la comparación entre soluciones, proponiendo en cambio el juicio de una solución en relación con el objetivo.

Esta metodología, con ayuda de una serie de diagramas, facilitará la comprensión y análisis del prototipo de exoesqueleto. Para la conceptualización inicial se usa el Diagrama Bête à Cornes o Diagrama de Toro el cual busca responder 3 preguntas.

1. ¿A quién le sirve el producto?
2. ¿Sobre quien actúa el producto?
3. ¿Para qué existe el producto?

Respondiendo las 3 preguntas se define que, el producto es el exoesqueleto sirviendo a un operario y actuando sobre un usuario, y existe para guiar el movimiento a partir de una trayectoria definida que cumpla con los tres grados de libertad (pronosupinación del antebrazo, flexo-extensión del hombro y codo), véase la figura 14.

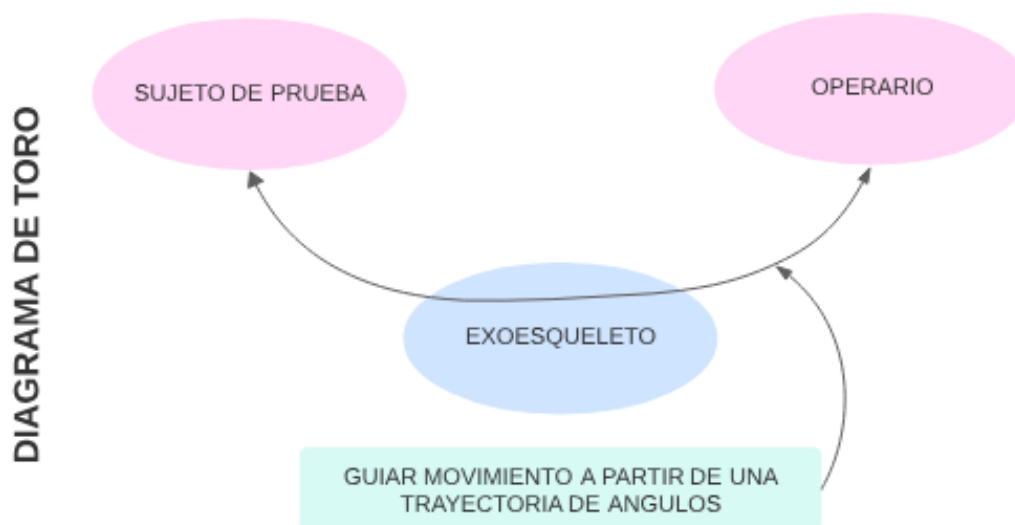


Figura 14 Diagrama Bête a Cornes o Diagrama de toro(autor).

Partiendo de la función principal vista en el diagrama de toro (guiar el movimiento a partir de una trayectoria de ángulos) se propone un Diagrama de Pulpo o Diagramme Pieuvre, figura 15, como segunda herramienta utilizada en el método APTE, el cual permite determinar las funciones en relación con el entorno del producto (Exoesqueleto), este se compone por elipses (denotan el producto y los elementos que lo rodean) y conexiones (corresponden a las funciones que pueden ser principales FP o complementarias FC) (Álvarez, 2016).

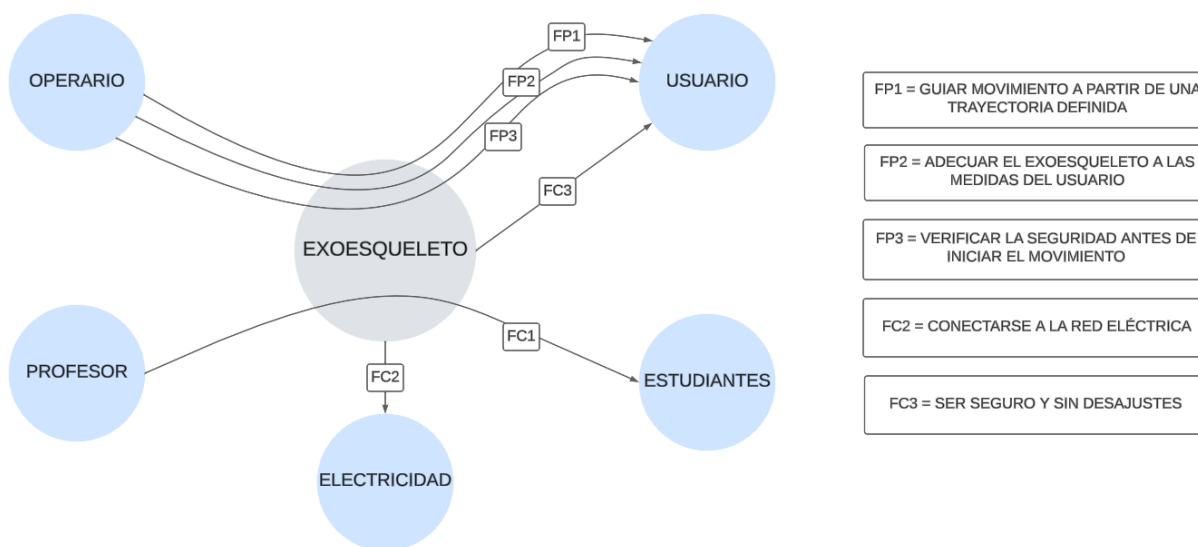


Figura 15 Diagrama Diagramme Pieuvre o Diagrama de pulpo (autor)

El diagrama de pulpo describe gráficamente los conceptos que se deben considerar para el diseño, una vez identificadas las funciones principales y complementarias, se realiza el proceso de selección de componentes, este procedimiento está ligado a los requerimientos técnicos básicos obtenidos de las funciones véase la figura 16, se empleó matrices QFD (función de calidad) con la que se analizará cada opción según los requerimientos técnicos y del usuario.

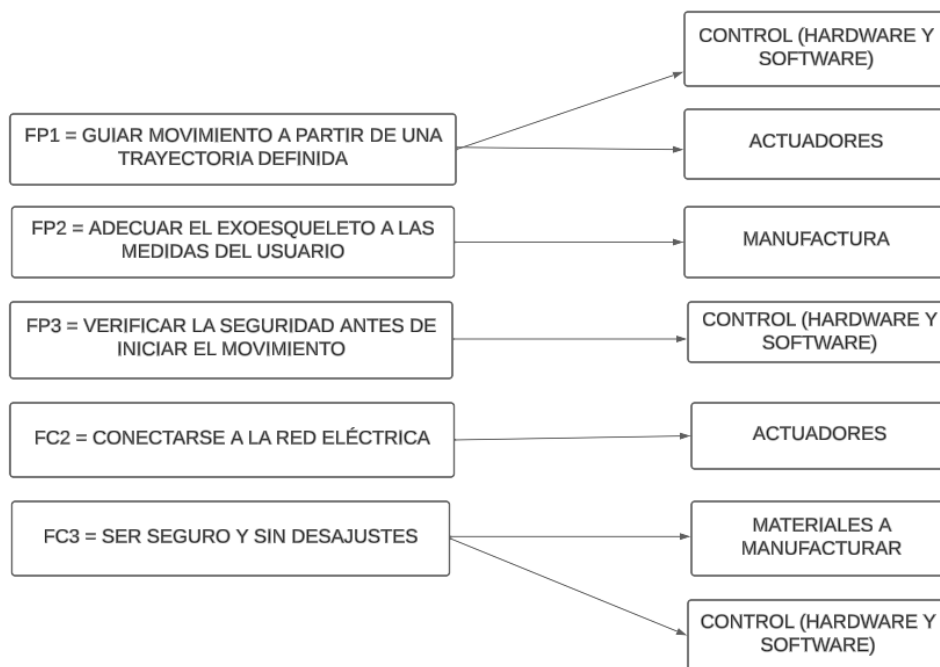


Figura 16 Relación de las funciones con la selección de componentes

#### 4.1.1. Matriz QFD Aplicada a Manufactura

Esta matriz QFD se emplea con el objetivo de seleccionar la opción de manufactura del prototipo adecuada. Como se puede ver en la figura 17, las alternativas consideradas en este proceso incluyeron la manufactura aditiva, el termoformado y el mecanizado CNC, además, se busca garantizar la seguridad como el requisito más importante en el proceso de selección, priorizando la opción de manufactura que mejor cumpla con este aspecto.

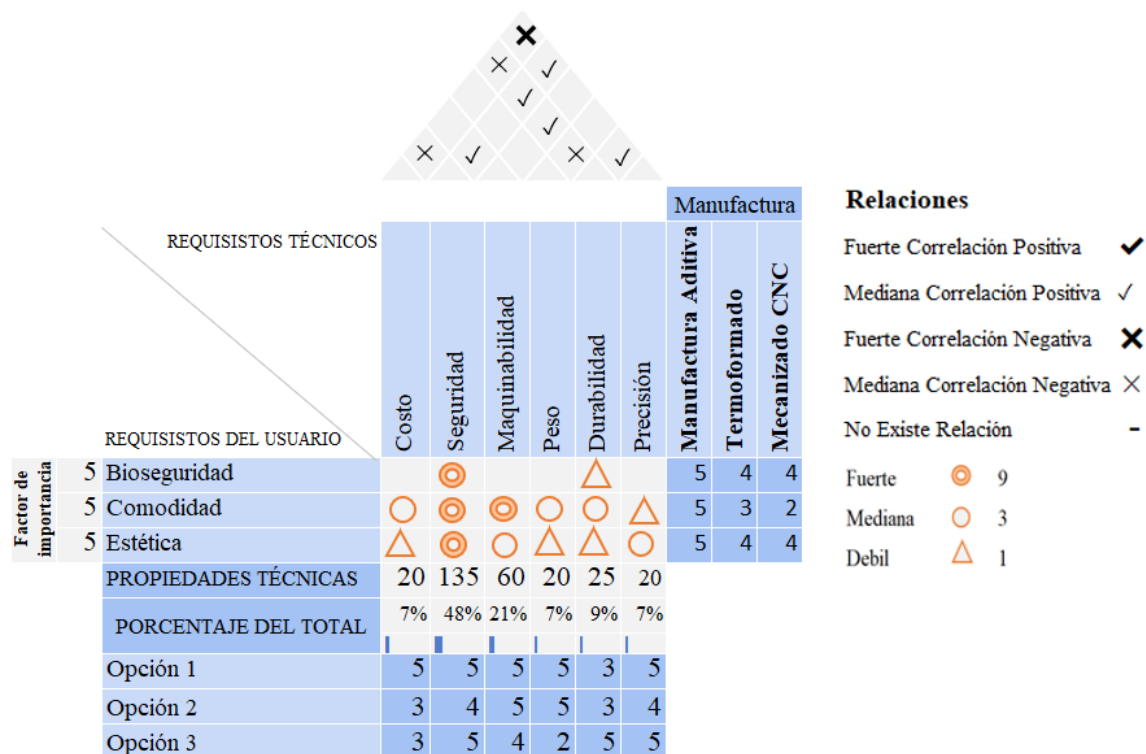


Figura 17 QFD aplicada a la manufactura (autor)

En concordancia con los requisitos y especificaciones específicos, se concluye que la manufactura aditiva es el material más apropiado ya que cumple con todos los requisitos fundamentales establecidos.

#### 4.1.2. Matriz QFD Aplicada al Material de Manufactura Aditiva

Tras determinar que la manufactura será aditiva, el siguiente paso implica la selección del material específico. Las opciones disponibles, como se detallan en la figura 18, incluyen PLA, ABS y PETG. En este proceso, se dará prioridad a requisitos esenciales como la seguridad, ergonomía y densidad del material.

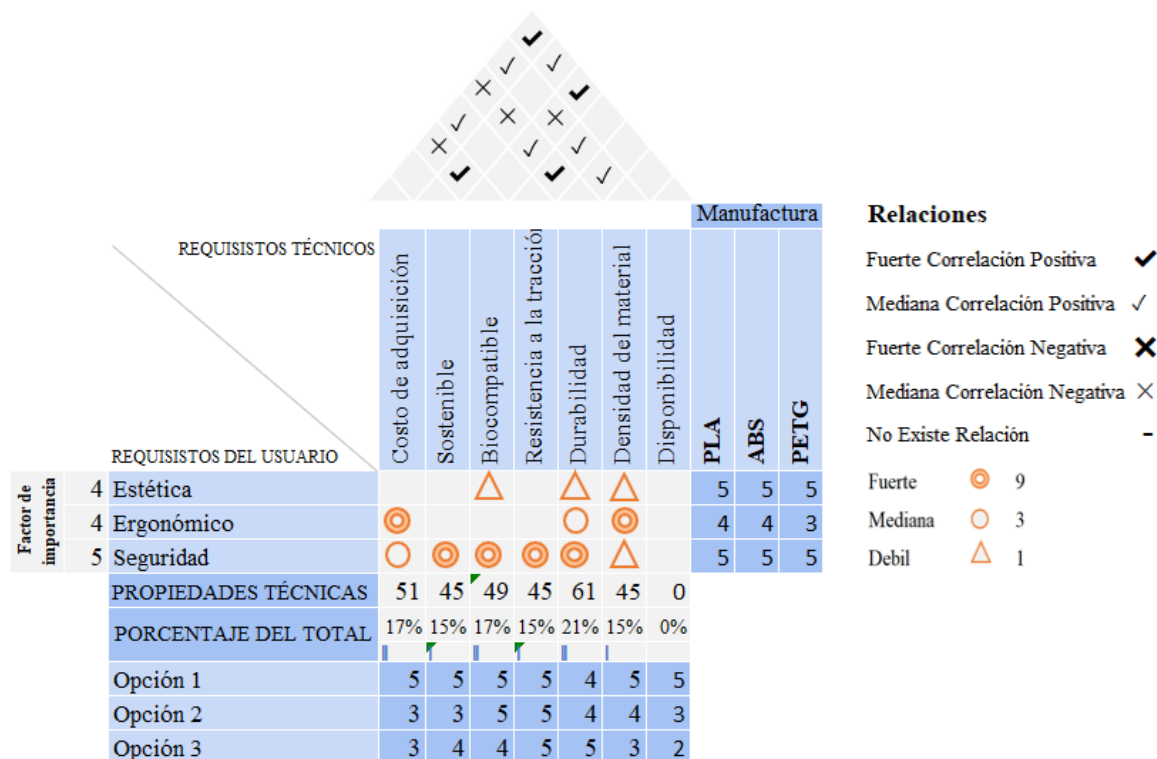


Figura 18 QFD aplicada al material de la manufactura aditiva (autor)

Después de analizar la matriz QFD, la opción más adecuada para el material de manufactura aditiva se inclina hacia el PLA.

#### 4.1.3. Matriz QFD Aplicada a Material del Eje

El siguiente paso implica la selección del material para ejes, en este proceso de selección, es esencial considerar los cálculos de torque en el hombro y en el codo a los cuales estará expuesto, estos valores de torque son considerados constante de diseño, estas constantes se calcularán en base a las dimensiones de la población laboral del sexo femenino colombiano.

Para el establecimiento de las constantes métricas que se adoptarían se usaron como guía las dimensiones antropométricas establecidas por (Avila Chaurand et al., 2021), y se filtraron las dimensiones aplicables al prototipo véase la tabla 1 en la que se consideró las medidas para el percentil 50 y 95 en cuanto a 4 rangos de edad (20-29 años; 30-39 años; 40-49 años; 50-59 años), y partiendo de esto se promedió obteniendo un valor mínimo y máximo en cada medida.

Para el caso de las medidas bases se calculó la distancia desde el punto de referencia de la primera articulación a analizar (hombro) al radio de inercia según la distancia proximal (más cercana) a la articulación previa, es decir: el peso del brazo se ubicará con respecto al hombro, el peso del antebrazo con respecto al codo y el peso de la mano con respecto a la muñeca, véase la tabla 5.

Tabla 5 Cálculos de distancias de inercia y pesos para cada segmento (autor)

Masa corporal (kg)		59,6		76,15		
Segmento	Distancia aprox	DIMENSIONES [cm]		Prom	Rprox	Distancia C
		Altura H				
		155,175	165,25			
Brazo	0.186H	28,86255	30,7365	29,799525	0,436	12,9925929
Antebrazo	0.146H	22,875	26,25	24,5625	0,43	10,561875
Mano	0.108H	16,6	17,95	17,275	0,506	8,74115

Masa según los parámetros de Clauser				Prom	g	Peso[N]
Brazo	2,60%	1,5496	1,9799	1,76475	9,81	17,3121975
Antebrazo	1,60%	0,9536	1,2184	1,086	9,81	10,65366
Mano	0,70%	0,4172	0,53305	0,475125	9,81	4,66097625
Antebrazo y manc	2,30%	1,3708	1,75145	1,561125	9,81	15,3146362
Peso total del miembro superior		2,9204	3,73135			

Con estos datos se puede estimar el torque requerido para los servomotores. Véase las tablas 6 y 7 en las que se muestran los cálculos de dicho torque y se estiman los dos toques principales para hombro y codo respectivamente.

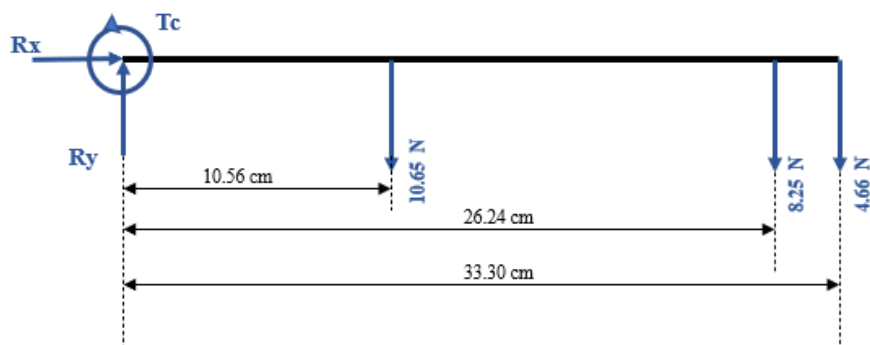


Figura 19 DLC codo (autor)

Tabla 6 Cálculo del torque en el codo

Componente	Fuerzas[N]	Medidas[cm]	Torques[N*cm]	[lbf*cm]	[kgf*cm]
1. Antebrazo	10,65	10,56	112,48	25,29	11,47
2. Exo	8,25	26,24	216,49	48,67	22,07
3. Mano	4,66	33,30	155,20	34,89	15,82
<b>TORQUE</b>			<b>484,16</b>	<b>108,84</b>	<b>49,35</b>

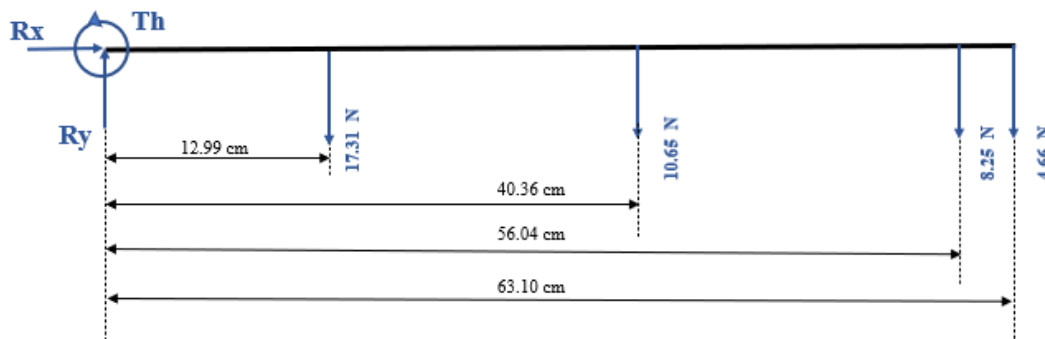


Figura 20 DLC hombro (autor)

Tabla 7 Cálculo del torque del hombro

Componente	Fuerzas[N]	Medidas[cm]	Torques[N*cm]	[lbf*cm]	[kgf*cm]
1. Antebrazo	10,65	40,36	429,85	96,63	43,82
2. Exo	8,25	56,04	462,34	103,93	47,13
3. Mano	4,66	63,10	294,06	66,10	29,98
4. Brazo	17,31	12,99	224,93	50,56	22,93
<b>TORQUE</b>			<b>1411,18</b>	<b>317,23</b>	<b>143,85</b>
			1471,5	330,7932	150

Los resultados obtenidos para los torques mínimos requeridos para hombro y codo son aproximadamente de 150 [kg\*cm] y 50 [kg\*cm], esto sin considerar el peso del exoesqueleto, con estos valores ya se puede seleccionar el material adecuado para ejes, en la cual también se tendrán en consideración 3 opciones, acero AISI 1045, acero AISI 1020 y aluminio como se puede ver en la figura 21.



Figura 21 QFD aplicada al material para los ejes (autor)

El requerimiento más importante para tener en cuenta es la procesabilidad dado que se requieren ciertos mecanizados. Según los resultados de la matriz QFD, la opción más adecuada para el material del eje es la opción 1, que corresponde al acero AISI 1045.

#### 4.1.4. Matriz QFD Aplicada a Tipo de Actuador

Con todos los demás elementos ya seleccionados, el siguiente paso implica elegir el tipo de actuador que mejor se ajuste a los requerimientos. Las opciones disponibles incluyen motorreductores, servomotores, pistones neumáticos y motores paso a paso como se muestra en la figura 22 y los criterios de mayor importancia a satisfacer en esta selección son la controlabilidad y la relación peso-torque.

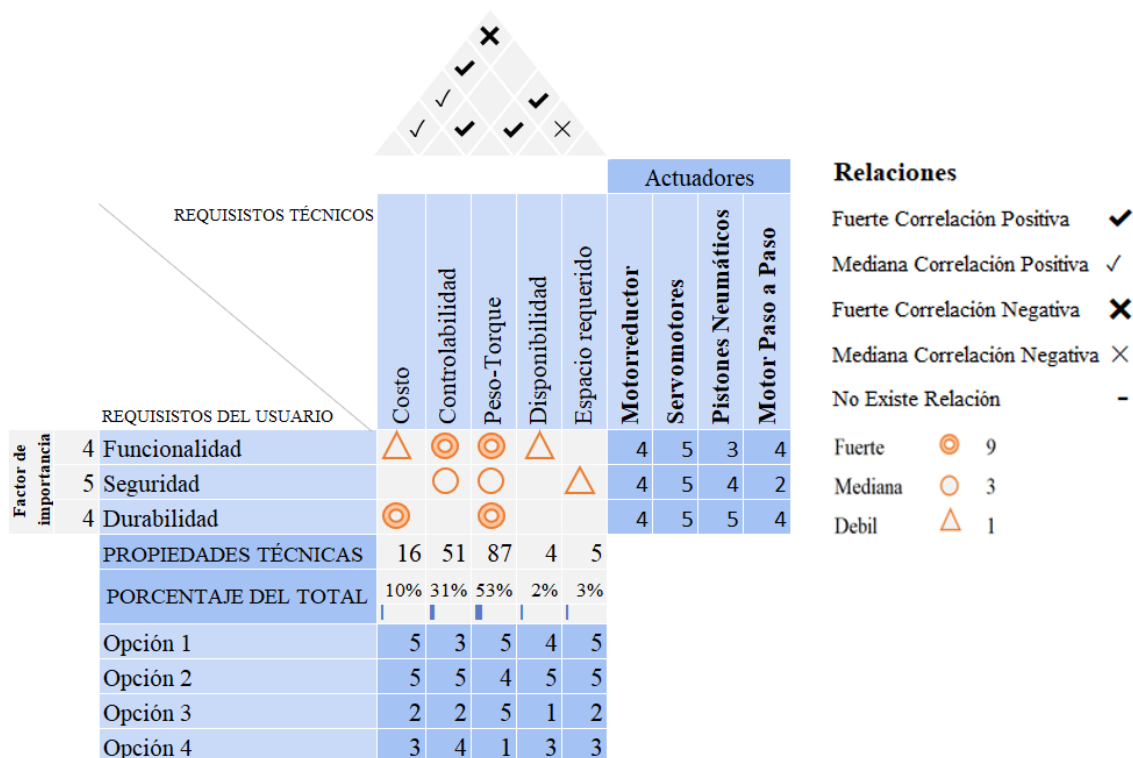


Figura 22 QFD aplicada al actuador (autor)

Según los resultados obtenidos, tanto los servomotores como los motorreductores cumplen con los requisitos fundamentales establecidos. Sin embargo, debido a la disponibilidad en el mercado, la elección recae en los servomotores.

Los torques mínimos requeridos para hombro y codo son aproximadamente de 150[kg\*cm] y 50 [kg\*cm], esto sin considerar el peso del exoesqueleto, por lo cual los servomotores deberán tener un torque superior para suplir el peso propio del exoesqueleto. Por disponibilidad en el país se seleccionaron 3 servomotores, véase la figura 23; en el caso del hombro está a ras el valor por lo cual se debe diseñar un mecanismo que asegure el movimiento.

Cantidad	Nombre	Componente	Características
1	Servomotor de 150Kg*cm		10V a 7.4A 12V a 8.0A 12.6V a 8.3A
2	Servomotor de 80Kg*cm		6V a 4.1A 7.4V a 5.0A 8.4V a 6.5A

Figura 23 Servomotores Seleccionados (autor). Imágenes tomadas de Amazon

Como se puede observar, los servomotores presentan restricciones eléctricas, razón por la cual se eligieron dos fuentes de alimentación con el objetivo de satisfacer estas necesidades específicas, véase la figura 24.

Cantidad	Nombre	Componente	Características
1	Fuente de energía LM150-20B12		12V 12.5A
1	Fuente de energía TPS-1210		12V 10A

Figura 24 Fuentes Seleccionadas (autor). Imágenes tomadas de Telycit y Digikey

#### 4.1.5. Matriz QFD Aplicada al Control

Para determinar la mejor opción en cuanto a hardware y software, se establecieron requisitos fundamentales como gemelo digital, comunicación, precisión, interfaz y practicidad. Como se observa en la figura 25 adjunta, se han seleccionado tres opciones: LabVIEW-DAQ, Python-Raspberry y Matlab-Arduino.

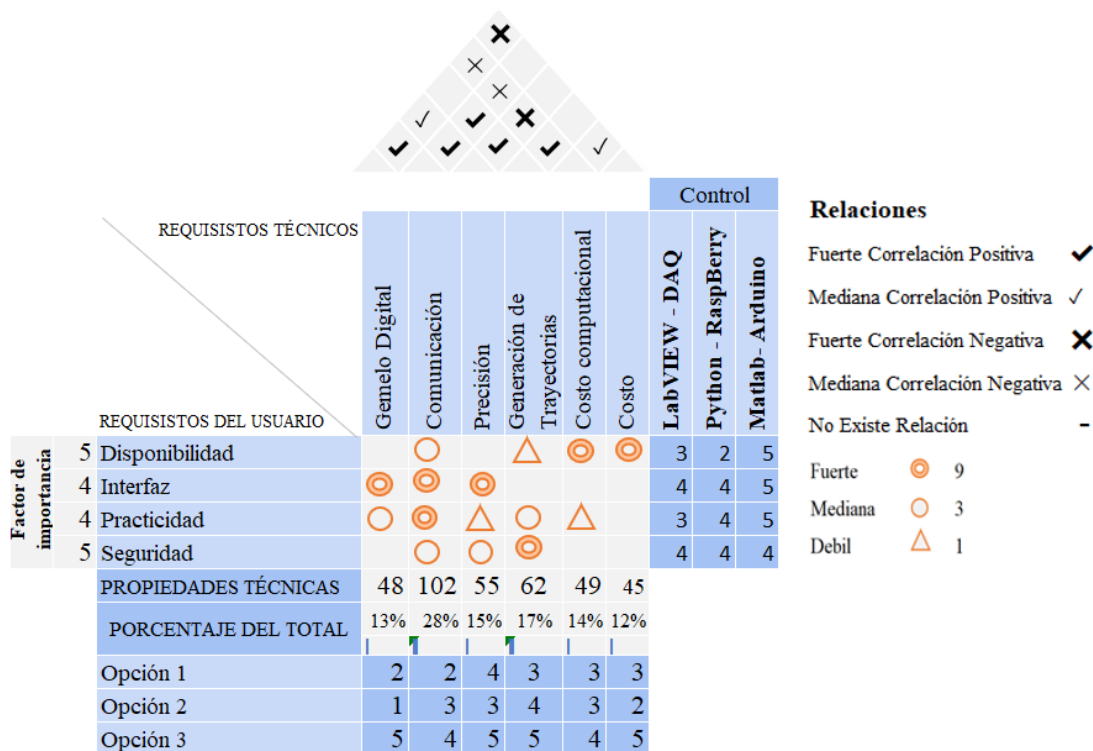


Figura 25 QFD aplicada al software y hardware (autor)

De acuerdo con los resultados obtenidos, la elección óptima para el control del prototipo es la combinación de software y hardware de Matlab-Arduino.

#### 4.2. Fase III: Desarrollo de la Metodología Evolutiva:

En este capítulo se describe el desarrollo del proyecto mediante una metodología de modelo evolutivo véase la figura 26. Esta se utilizó principalmente en el diseño de la fase II (Diseño Mecánico).

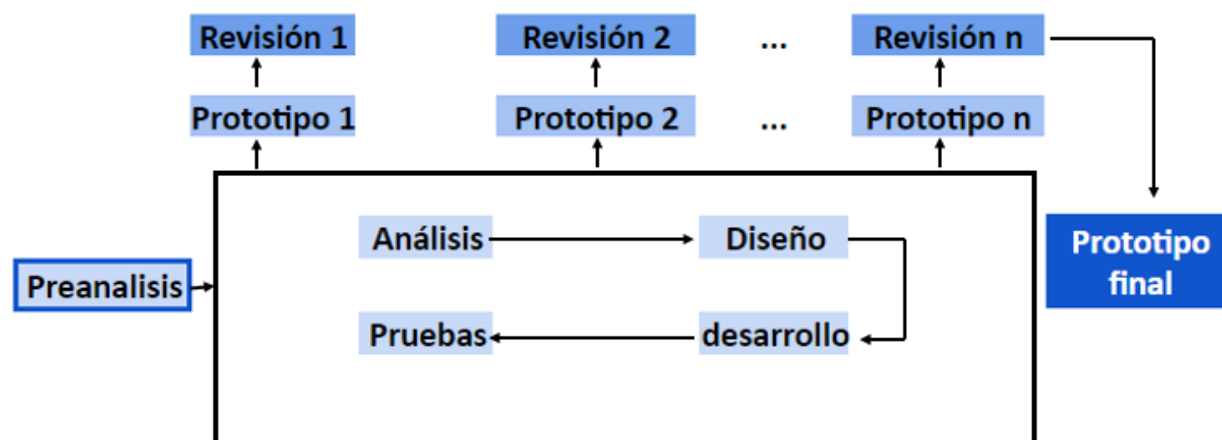


Figura 26 Metodología evolutiva (autor)

#### 4.2.1. Preanálisis:

Previamente en el desarrollo de la fase II se seleccionaron los componentes que se ven en la figura 27 debido a estos los prototipos estarán orientados a cumplir con los requerimientos de diseño.

COMPONENTES SELECCIONADOS	
Tipo de manufactura	Impresión 3D
Materiales	Material para imprimir: PLA Material para los ejes: Acero 1045
Actuadores	Un servomotor de 150[Kg*cm] Dos servomotores de 80[Kg*cm]
Software y Hardware	Software: Matlab y Arduino Hardware: Arduino

Figura 27 Compilación de componentes seleccionados (autor)

Teniendo en consideración los 3 grados de libertad a realizar se consideran los siguientes requerimientos de movilidad, véase la tabla 8.

Tabla 8 Rango de movimiento del prototipo y longitud ajustable del brazo y antebrazo (autor)

		Percentil 50	Percentil 95
HOMBRO	Rango de movimiento		90°
BRAZO	Longitud [cm]	28	30
CODO	Rango de movimiento		120°
ANTEBRAZO	Longitud [cm]	23	26
MUÑECA	Rango de movimiento		115°

Partiendo de esto se procede al análisis del tipo de mecanismos a implementar a cada articulación teniendo en cuenta que el movimiento lo darán los servomotores:

#### 4.2.1.1. Muñeca

Primeramente, se analizará la pronosupinación donde el movimiento de rotación se da por la superposición de los huesos del antebrazo véase la figura 8, partiendo de esto surgieron dos preguntas.

1. ¿Qué tipo de sujeción exoesqueleto – usuario se implementará?
2. ¿Qué mecanismo introducirá el movimiento?

Revisando el estado del arte, 3 prototipos abarcan estas preguntas, véase la tabla 9. Por ello se realizó una comparación para caracterizar un prototipo guía.

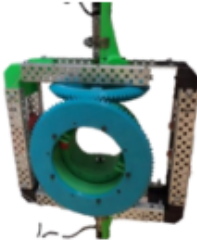
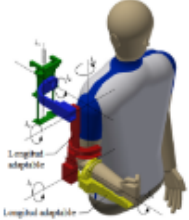
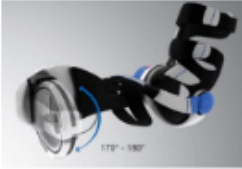
TIPO DE MECANISMO	DESCRIPCIÓN	VENTAJAS	DESVENTAJAS
	Transmisión del movimiento por engranajes	<ul style="list-style-type: none"> <li>- El movimiento es controlado</li> <li>- Bajo en vibraciones</li> <li>- Con la relación de engranajes se puede regular el torque y la velocidad</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- El agarre podría lastimar al usuario.</li> <li>- Es demasiado robusta.</li> <li>- No adaptable a los servomotores</li> </ul>
	Transmisión directa con sujeción en el antebrazo y la muñeca	<ul style="list-style-type: none"> <li>- El movimiento es suave.</li> <li>- El agarre es la mano es ideal.</li> <li>- Es ligero</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- No hay pronosupinación</li> </ul>
	Mecanismo deslizante con motor de paso continuo	<ul style="list-style-type: none"> <li>- El movimiento es controlado.</li> <li>- la sujeción es ergonómica.</li> <li>- El movimiento es completo.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Dificil adaptación al servomotor</li> </ul>

Tabla 9 Análisis cualitativo de 3 prototipos aplicado a la muñeca (autor)

De la tabla anterior se decide realizar un mecanismo deslizante debido a las ventajas que ofrece priorizando la ergonomía en la sujeción, pero adaptándolo al servomotor de 80kg.

#### 4.2.1.2.Codo

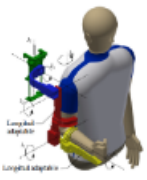

El codo es considerado una articulación de bisagra ya que permite únicamente movimientos de flexión y extensión en base a la articulación humero cubital, véase la figura 28.



Figura 28 movimiento deflexión y extensión de la articulación del antebrazo (Drake et al., 2005).

En el caso de está articulación surge la inquietud sobre cómo introducir el movimiento mediante el servomotor de 80 [Kg\*cm], para tener una guía se realiza una revisión al estado del arte en la siguiente tabla.

Tabla 10 Análisis cualitativo de 3 prototipos aplicado a la muñeca (autor)

TIPO DE MECANISMO	DESCRIPCIÓN	VENTAJAS	DESVENTAJAS
	Mecanismo de dos barras con sujeción en el antebrazo y brazo	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Es simple</li> <li>- Liviano</li> <li>- El movimiento se introduce mediante un servomotor.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- No permite la pronosupinación.</li> <li>- No es adaptable</li> </ul>
	Mecanismo de dos barras con sujeción en el brazo	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Es graduable.</li> <li>- El movimiento es fluido.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Es demasiado robusto.</li> <li>- El movimiento se da por cilindros neumaticos.</li> <li>- Su sujeción no es ergonómica.</li> </ul>

Como se puede observar en la tabla 10, para permitir el movimiento de la pronosupinación correctamente solo debe haber un agarre ubicado en el brazo dejando libre el antebrazo para que el movimiento no sea lesivo, además como es movimiento tipo bisagra un mecanismo de dos barras es la mejor opción. Por lo tanto, se hará un mecanismo de dos barras, adaptado al servomotor y con sujeción fija en el brazo.

#### 4.2.1.3.Hombro

Para el hombro debido a que no habrá sujeción en el antebrazo, se debe garantizar que el movimiento se transmita mediante sujeción en el brazo. Con la selección de componentes se decidió que el torque se iba a lograr mediante una transmisión. Se optó por una transmisión de dos engranajes que irá desde el servomotor por medio de un eje hacia un mecanismo de dos engranajes con relación 2:3, la relación de engranajes sacrifica velocidad para ganar torque y así garantizar el movimiento.

$$\mathbf{T} = \mathbf{T}_N * \frac{3}{2}$$

$$\mathbf{T} = 150[\mathbf{Kg} * \mathbf{cm}] * \frac{3}{2} = 225 [\mathbf{Kg} * \mathbf{cm}]$$

A pesar de la ganancia de torque se sacrifica ángulo y velocidad debido a la reacción de los engranajes, puesto que el análisis es de posición, se buscó garantizar que el ángulo no disminuyera afectando los requerimientos de movimiento.

$$\boldsymbol{\theta} = \boldsymbol{\theta}_1 * \frac{2}{3}$$

$$\boldsymbol{\theta} = 180^\circ * \frac{2}{3} = 120^\circ$$

#### 4.2.2. Prototipo 1:

Para el primer prototipo se partió por la muñeca con el grado de libertad correspondiente a esta articulación.

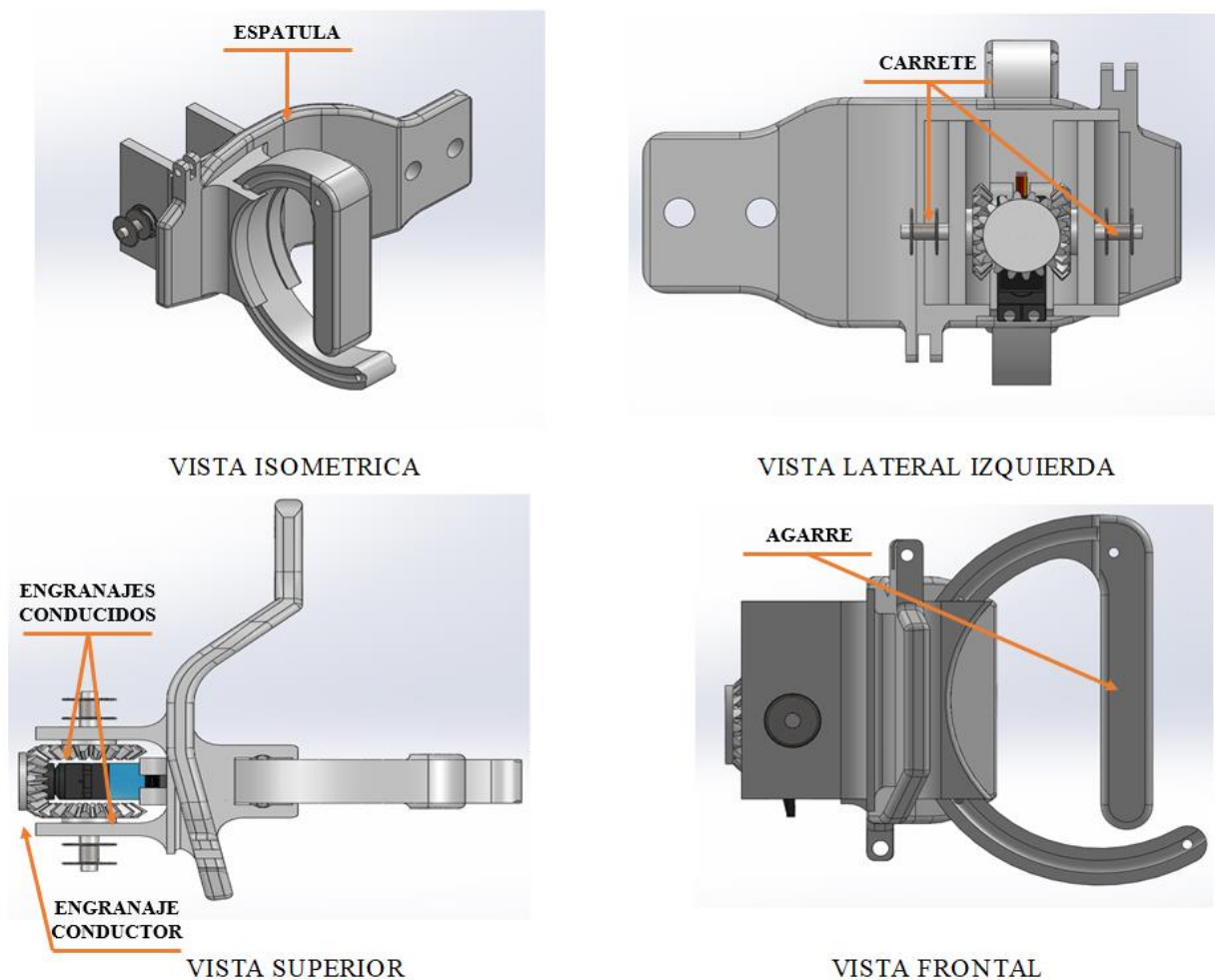


Figura 29 Vistas modelado mecanismo de la muñeca. Prototipo 1 (autor).

**Descripción Prototipo 1.** Figura 29: El agarre se desliza por balines (tipo rodamiento), donde el movimiento se transmite desde el servomotor a una caja de 3 engranajes helicoidales (un conductor y dos conducidos), ofreciendo la posibilidad de que los dos engranajes conducidos se muevan en sentido opuesto. Hay un carrete sobre cada eje de los engranajes conducidos, esto para liberar y tensionar los dos hilos que van desde el agarre, cada hilo pasa por una polea que se posicionará en la espátula y llega hasta el carrete. De tal manera que con la rotación del piñón del servomotor se gire el engranaje conductor transmitiendo a los engranajes conducidos y estos al girar en sentido opuesto transmitan el movimiento en sentidos opuestos para que la cuerda tensora para que así el movimiento sea controlado.

**Revisión Prototipo 1.** Figura 29: El prototipo actual presenta un desafío en términos de complejidad y sobrecarga de componentes para lograr una transmisión 1:1. Esta situación puede

generar problemas potenciales, ya que el aumento en el número de componentes conlleva mayores posibilidades de fallas y dificulta el ensamblaje. Además, la manufactura aditiva plantea un obstáculo, ya que los piñones no podrían alcanzar la dureza requerida. Asimismo, la impresión de estos elementos demandaría la creación de soportes que, al retirarse, podrían ocasionar irregularidades y problemas mecánicos.

### 4.2.3. Prototipo 2.

#### 4.2.3.1.Hombro

Para la realización del sistema de engranajes se diseñó el mecanismo que se ve a continuación, adaptando todo el sistema para el apoyo en la barra, haciéndolo de posición graduable para altura.

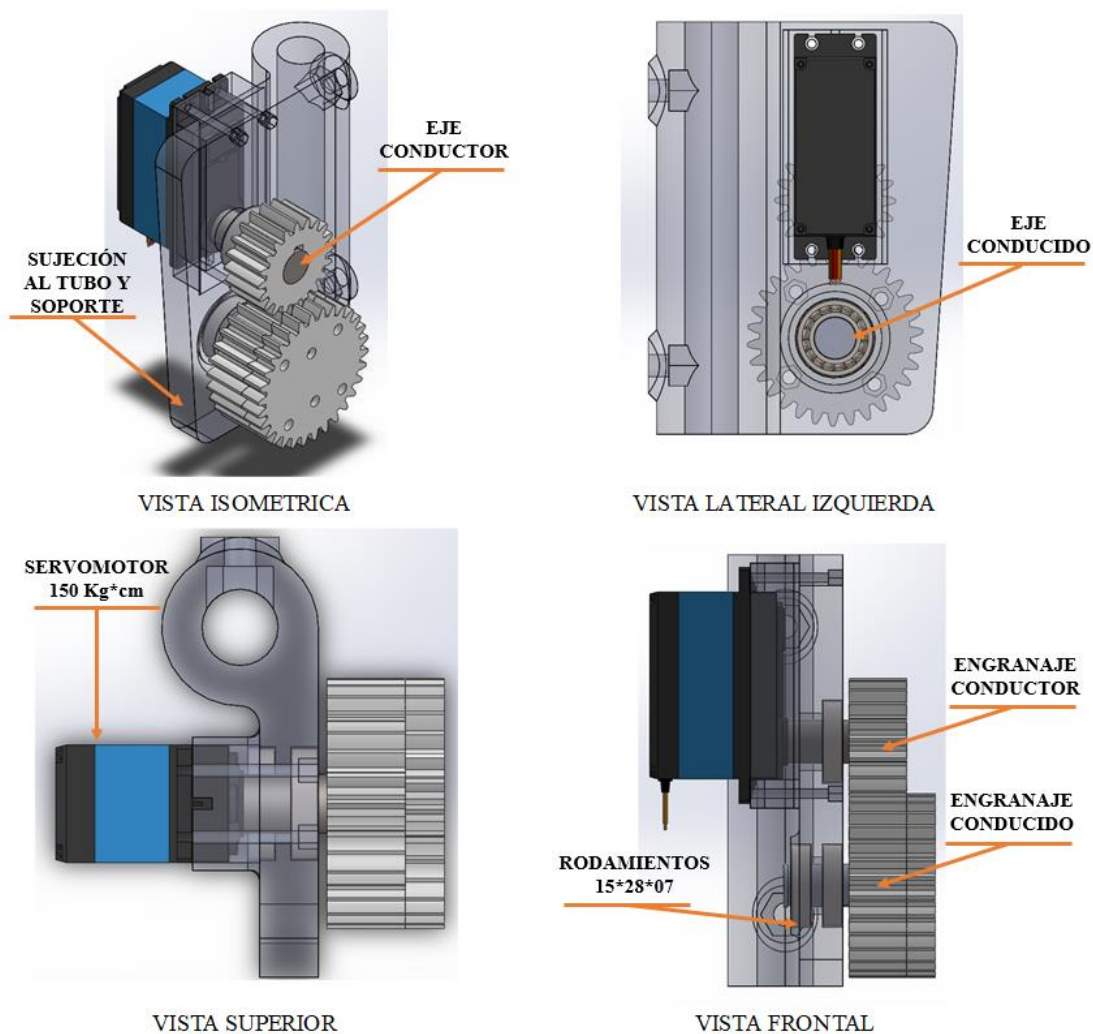
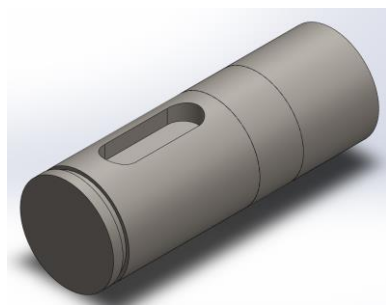


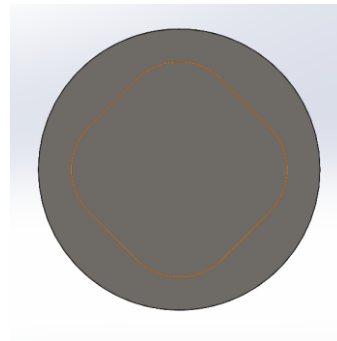
Figura 30: Vistas modelado mecanismo del hombro. Prototipo 2 (autor).

**Descripción del Mecanismo del Hombro.** Figura 30: La transmisión es desde el servomotor por medio de un eje hacia un mecanismo de engranajes con relación 2:3. Este montaje busca, primero, sujetar todo el exoesqueleto al tubo base sin deslizamientos y con la posibilidad de graduar la altura según se requiera; y segundo transmitir el torque en la articulación del hombro.

El montaje cuenta con dos ejes a manufacturar, uno conducido y otro conductor, véase la figura 30 y 31, respectivamente. El eje conductor trasmite el torque con ayuda de un acople diseñado para el servomotor seleccionado de 150 kg\*cm véase la figura 32.

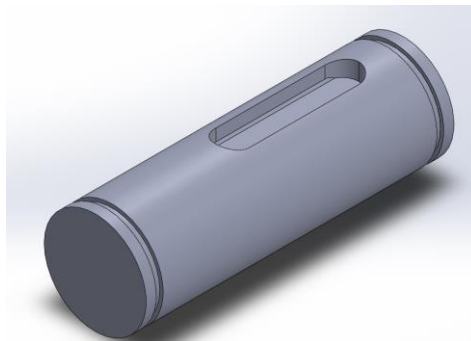


VISTA ISOMETRICA



VISTA POSTERIOR

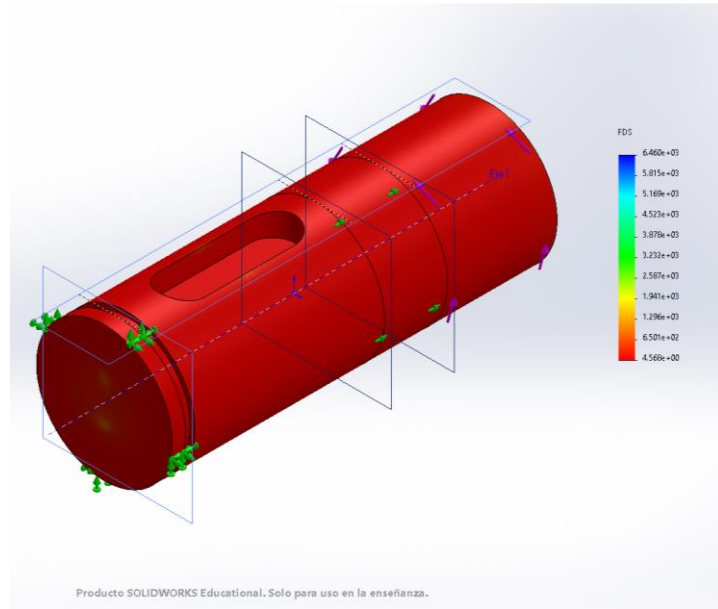
Figura 31 vistas eje conductor (autor)



VISTA ISOMETRICA

Figura 32 Eje conducido (autor)

Se realizó un análisis de elementos finitos para verificar que el diseño y material fueran seguros, dando como resultado un factor de seguridad de 4.6 véase la figura 33 el cuál es adecuado para el diseño. Se tomó como referencia el eje conductor ya que es el crítico.



**FACTOR DE SEGURIDAD**  
FDS MINIMO= 4.6

Figura 33 Análisis elementos finitos para el eje (autor).

#### 4.2.3.2. Muñeca

Para la articulación de la muñeca se replanteo el mecanismo deslizante de tal manera que el movimiento fuera más fluido y directo. Por otro lado, se buscó disminuir la robustez para que fuera más liviano y sencillo de armar.

Al eliminar el mecanismo deslizante se buscó remplazar los balines por uno tipo riel con ruedas. Véase la vista de corte en la figura 34.

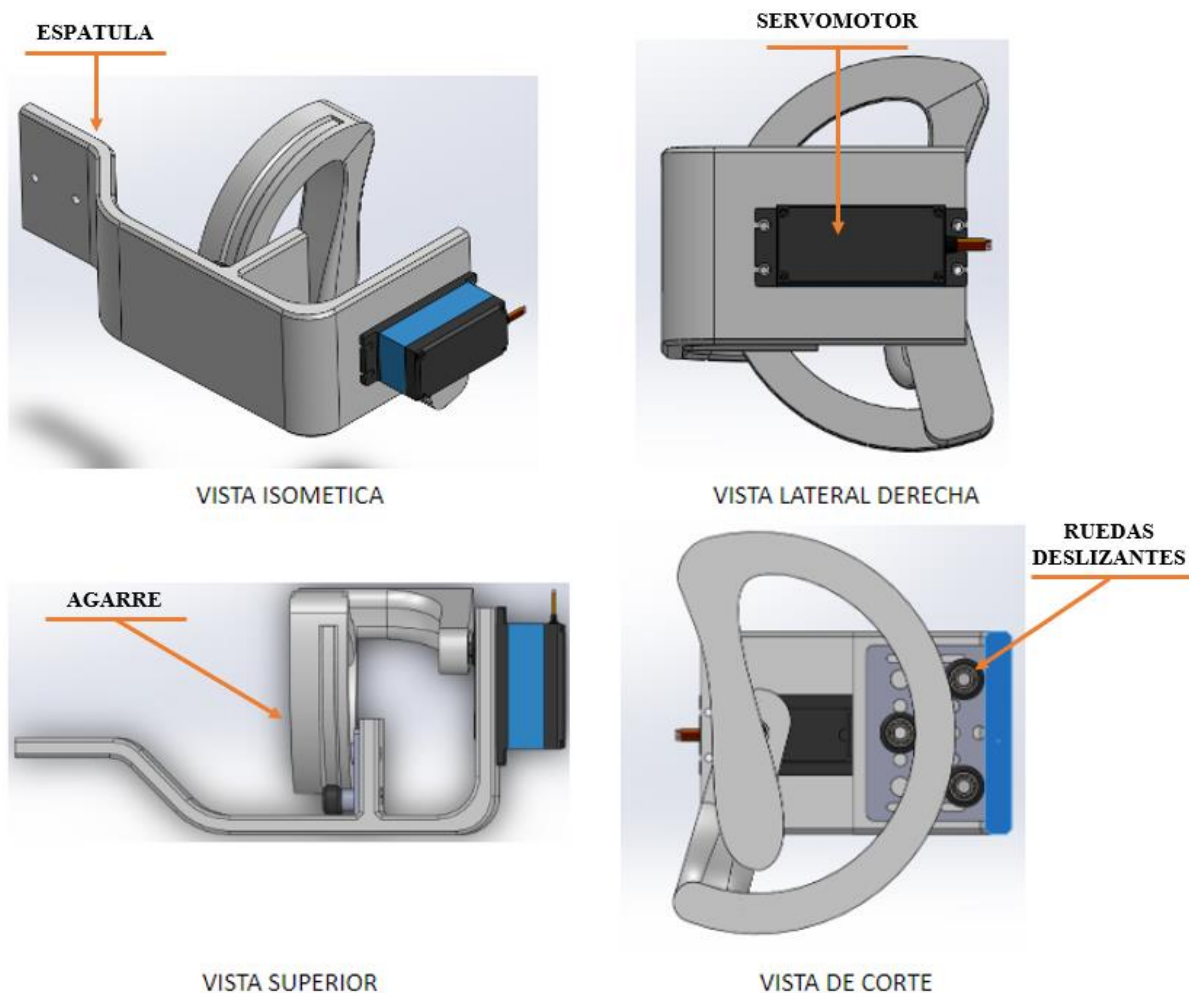
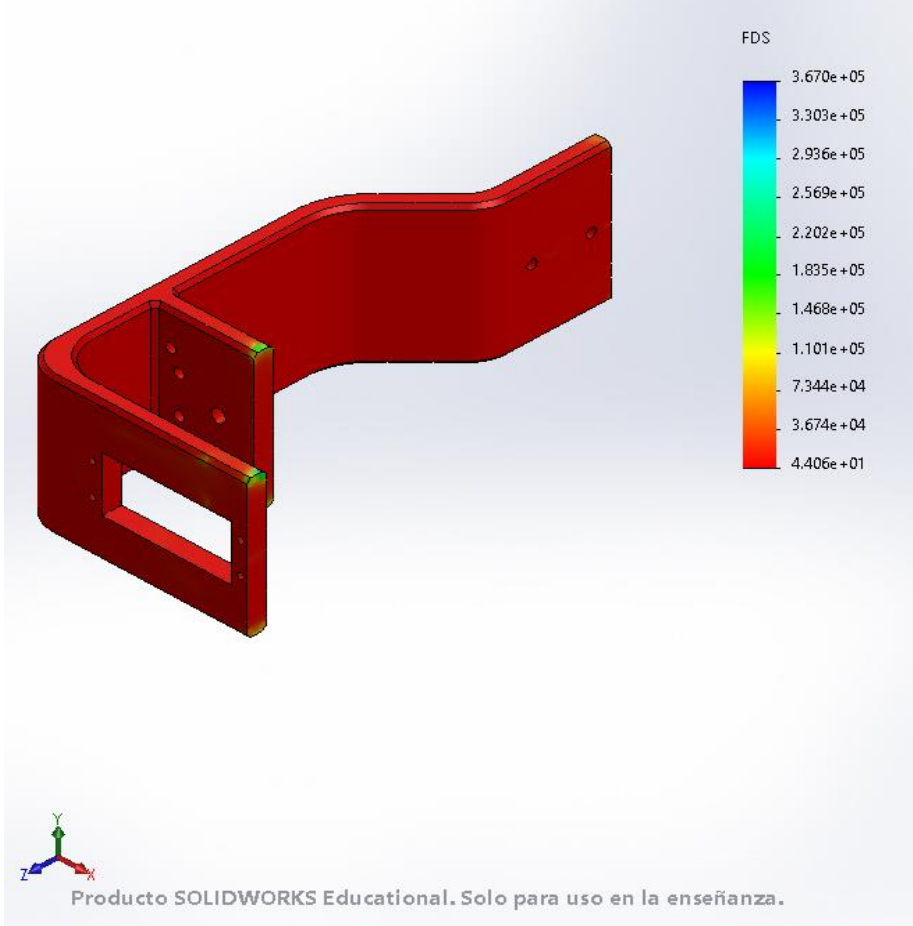


Figura 34 Vistas modelado mecanismo de la muñeca. Prototipo 2 (autor).

**Descripción del Mecanismo de la Muñeca.** Figura 34: La sujeción se varió buscando darle una forma más ergonómica en el punto de contacto con la mano. El sistema deslizante es mediante ruedas por lo que se modificó la forma del agarre para hacerlo tipo riel y que se apoyara en las ruedas siguiendo la trayectoria circular. En este caso la transmisión es directa adaptando la espátula y el agarre al servomotor.

En base a que la espátula es una “barra” que soporta esfuerzo en dos direcciones se analizó la resistencia para corroborar que su factor de seguridad sea oportuno, además que al momento de imprimir la orientación de la pieza se busca que sea contrario a los esfuerzos que va a realizar. Como se puede observar en la figura 35, el factor de seguridad dio bastante alto en el análisis de elementos finitos, pero se debe considerar que la pieza no será totalmente sólida y este factor se reducirá a la mitad.

Nombre del modelo: ESPATULA 2  
 Nombre de estudio: Análisis estático 1(-Predeterminado-)  
 Tipo de resultado: Factor de seguridad Factor de seguridad1  
 Criterio: Automático  
 Distribución de factor de seguridad: FDS mín = 44



### FACTOR DE SEGURIDAD

FDS MINIMO = 44

Figura 35 Análisis de elementos finitos para espátula (autor)

#### 4.2.3.3.Codo

En el caso del codo se buscó unificar la articulación del hombro y la del codo, además de que mediante esta articulación se pretende hacer el sistema adaptable a dos medidas para así darle un uso más amplio

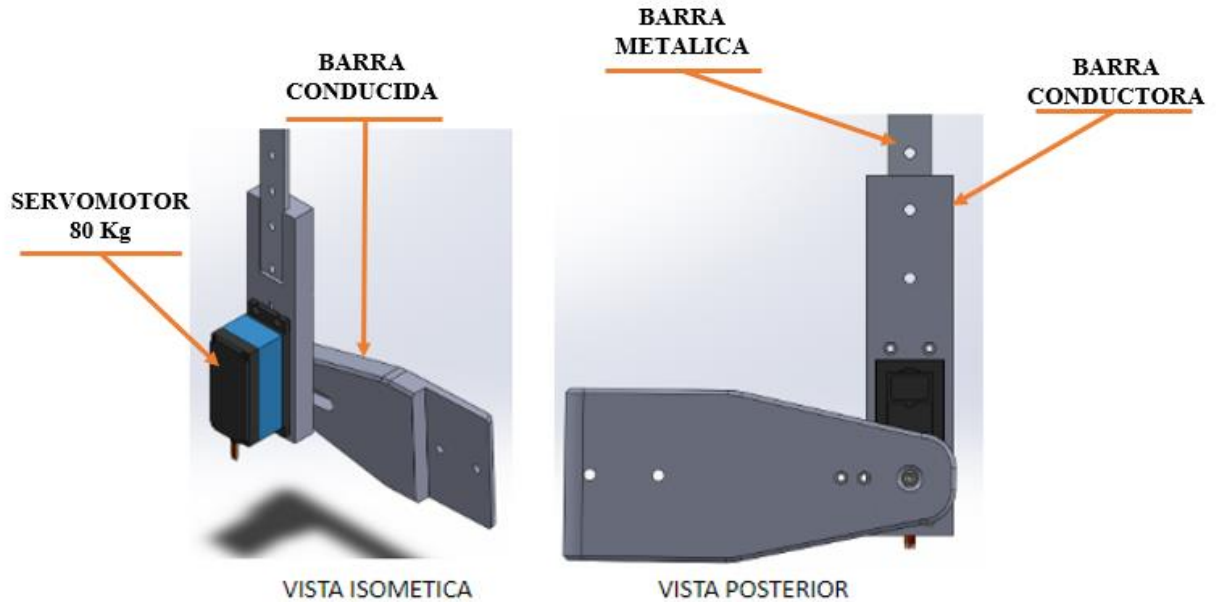


Figura 36 Vistas modelado mecanismo del codo. Prototipo 2 (autor).

**Descripción del Mecanismo del Codo.** Figura 36: Son dos barras en PLA y una metálica que conectan las articulaciones, la barra metálica esta perforada cada 2,5 cm para darle más de una longitud al exoesqueleto. La barra conductora es en la que se posiciona el servomotor y la conducida en la que impulsa el movimiento de flexión y extensión del codo. Cada barra se diseñó para que los componentes ya establecidos (barra metálica, servomotor y mecanismo de la muñeca) encajarán de manera precisa.

Se procedió a imprimir y los resultados fueron los siguientes:



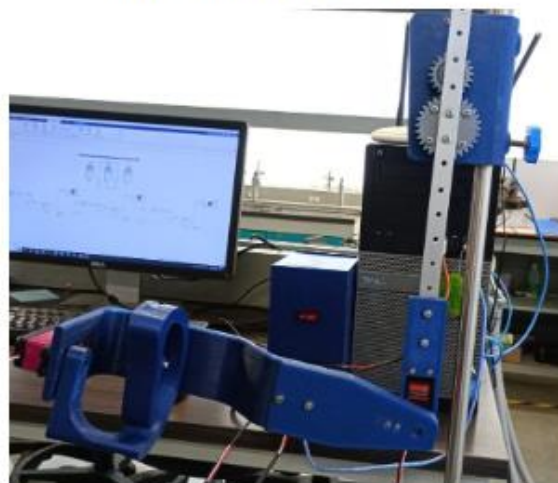
MECANISMO DEL HOMBRO



MECANISMO DEL CODO



MECANISMO DE LA MUÑECA



ENSAMBLE TOTAL

Figura 37 Ensamble total del prototipo 2 (autor).

En conjunto el mecanismo se desempeñó adecuadamente durante las pruebas de funcionalidad pero se detectaron las siguientes fallas que llevaron a un rediseño para optimizarlo.

MECANISMO	FALLA	CAUSA	SOLUCIÓN
Hombro	El mecanismo se desliza por la barra	El agarre se fracturo al ajustar la tuerca	Modificar el diseño, buscando eliminar soportes en la impresión
Hombro	Se desgasto el acople del servomotor	El PLA no es adecuado para piñones tan pequeños	Reemplazar el PLA por otro material manufacturado
Hombro	La estructura del exoesqueleto generaba voladizo	El apoyo del eje no tiene suficiente zona de contacto	Adecuar el acople añadiendo un rodamiento
Codo	Hay voladizo en el acoplamiento	Las barras tienen medidas desproporcionadas	Modificar/cambiar la estructura
Muñeca	La estructura de la espátula pellizca al usuario en la mano	La estructura no consideraba la zona de contacto en la supinación	Modificar/cambiar la estructura
Muñeca	El agarre no es cómodo	El agarre es muy ancho	Modificar/cambiar la estructura

Tabla 11 Fallas presentes en el prototipo 2

#### 4.2.4. Prototipo 3.

El prototipo 3 se basó en la realización de mejoras, realizando un seguimiento a las soluciones previstas en la tabla 11. Dichos arreglos fueron favorables y se enuncian a continuación por articulación.

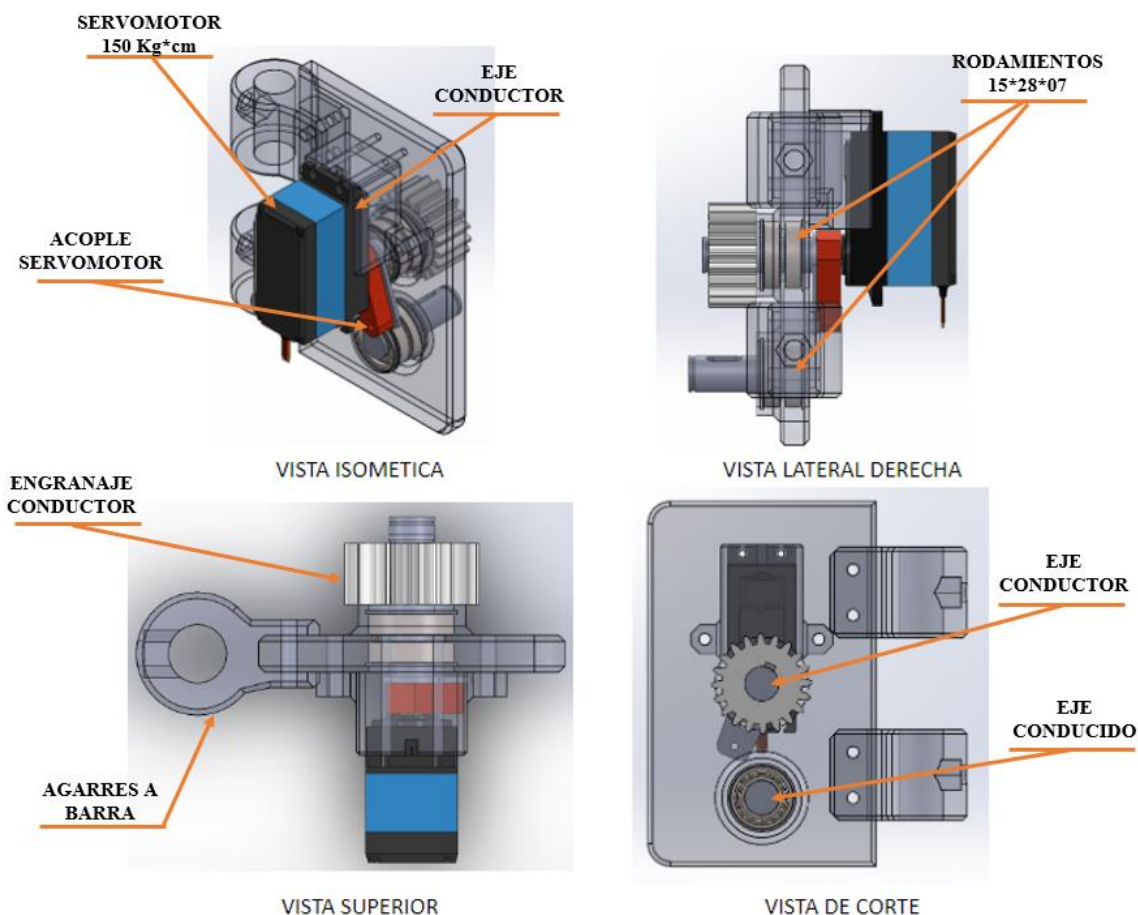


Figura 38 Vistas modelado mecanismo del hombro. Prototipo 3 (autor).

**Descripción Mejoras del Mecanismo del Hombro.** Figura 38: Partiendo de análisis del prototipo 2 se realizaron varios cambios, partiendo del acoplamiento del servomotor, en este caso se usará el acople metálico que venía con el servomotor unido con una platina que va soldada al eje, esto con el fin de evitar el juego que se estaba generando.

Para el sistema de agarre a la barra se decidió separar el tubo integrado por dos agarres separados que se unirán mediante tornillos grado ocho y tuercas de seguridad, esto buscando tener una impresión más limpia y sólida, al eliminar soportes y material innecesario.

Los demás cambios se dieron por direccionamiento, como la distancia requerida para el nuevo acoplamiento del servomotor, y se añadieron dos rodamientos para eliminar un posible voladizo.

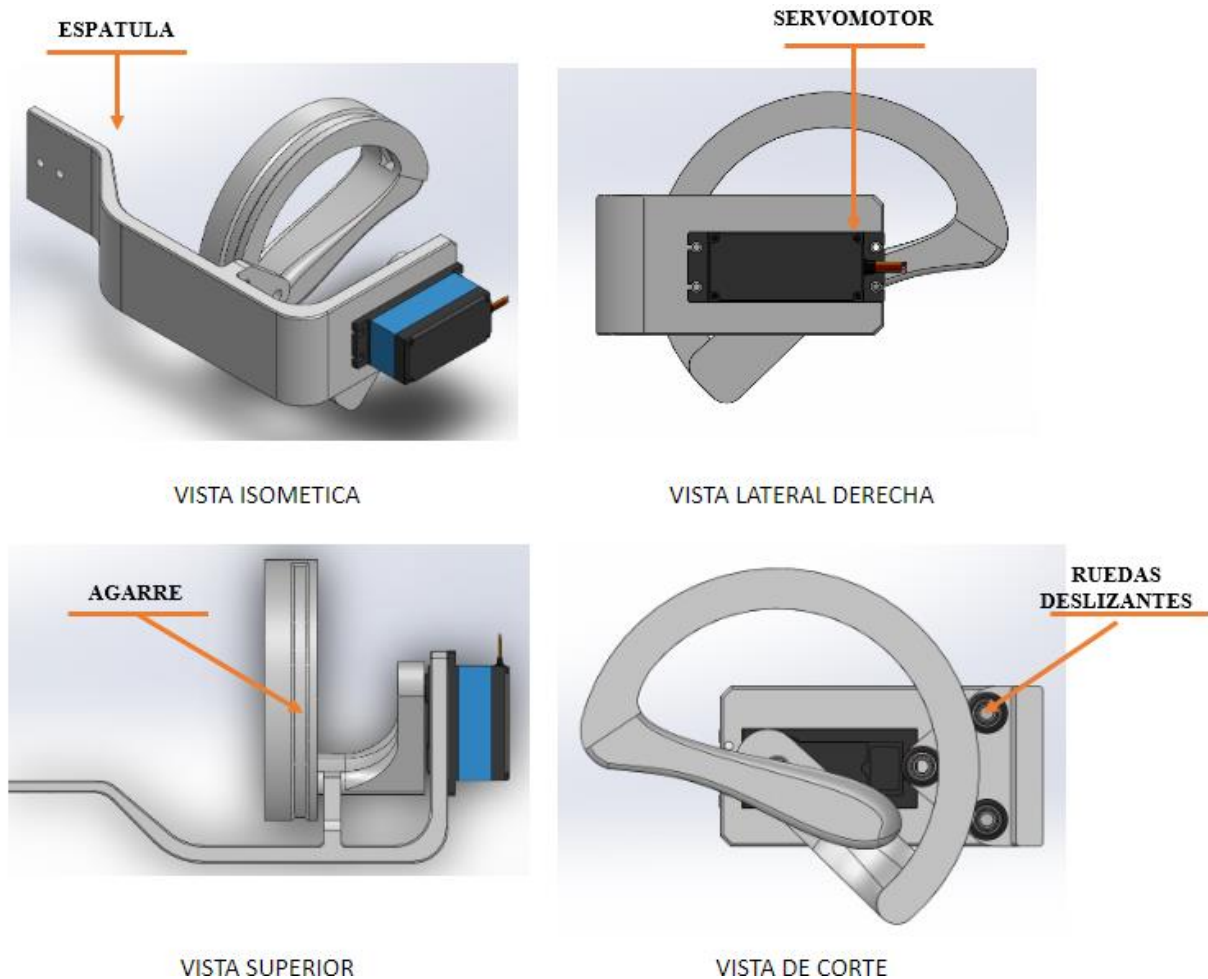
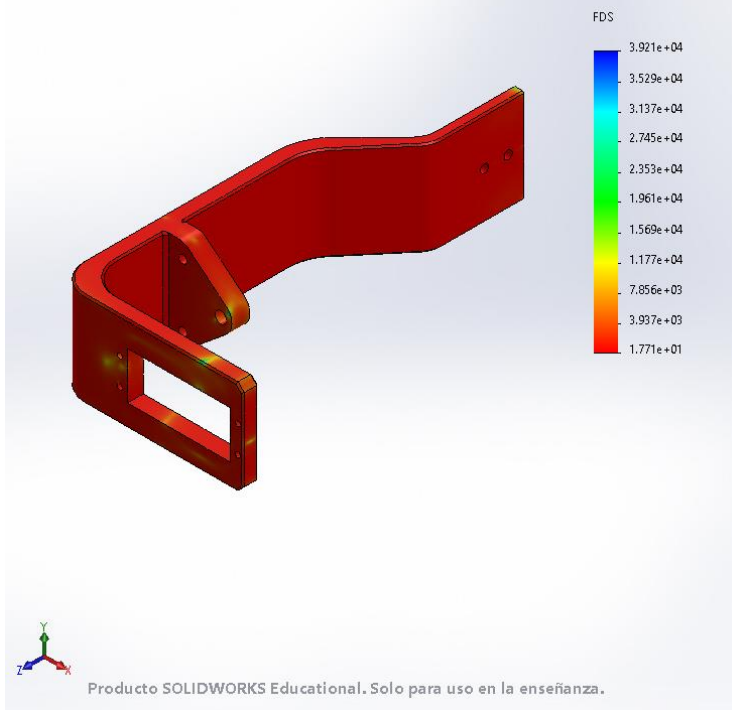


Figura 39 Vistas modelado mecanismo de la muñeca. Prototipo 3 (autor).

**Descripción Mejoras del Mecanismo de la Muñeca.** Figura 39: Para la muñeca las mejoras se basaron en hacerlo más liviano disminuyéndole robustez a la espátula, esto mediante la disminución del ancho y un corte en el acoplamiento de las ruedas ya que se estaba lastimando la mano al realizar la pronosupinación véase en la vista isométrica de la figura 37. Además de modifiqué la forma del agarre para hacerlo más ergonómico en el punto de contacto, véase en la vista de corte de la figura 39.

Esta pieza tubo una disminución alta de material por lo que se le realizo el análisis de elementos finitos, véase la figura 40, en el que se corroboró que el factor de seguridad siga siendo mayor a 4 y se obtuvo uno de 18 que al dividirlo (la pieza no es sólida) sería de 9. Ya con esto se tiene la seguridad de que el rediseño continúa siendo seguro.

Nombre del modelo: ESPÁTULA 3  
Nombre de estudio: Análisis estático 1(-Predeterminado-)  
Tipo de resultado: Factor de seguridad Factor de seguridad1  
Criterio: Automático  
Distribución de factor de seguridad: FDS mín = 18



## FACTOR DE SEGURIDAD

FDS MINIMO = 44

Figura 40 Análisis de elementos finitos para espátula (autor)

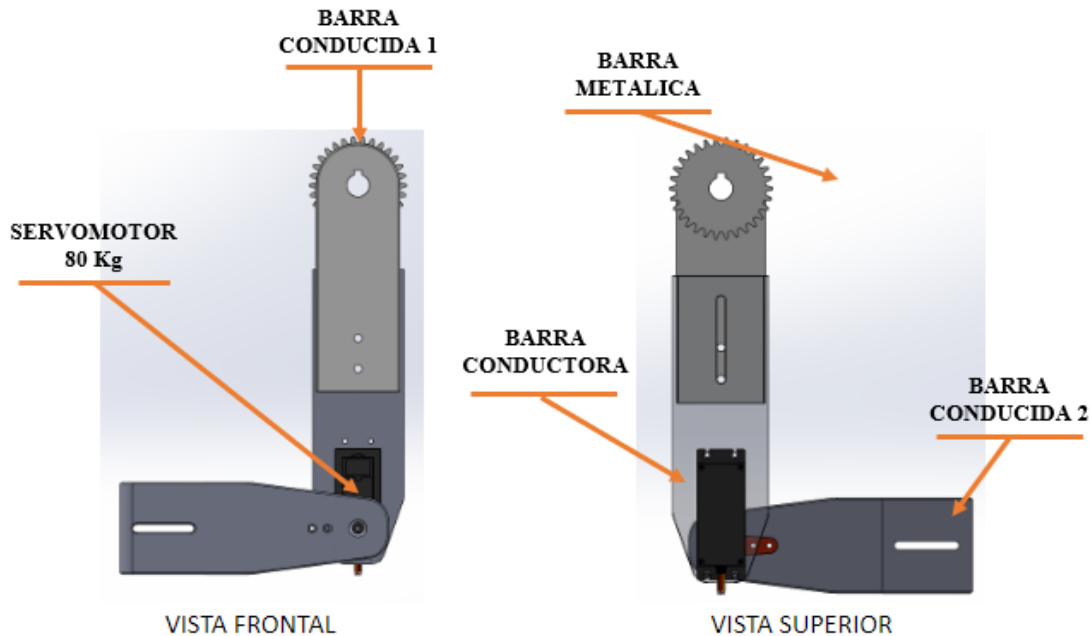


Figura 41 Vistas modelado mecanismo del codo. Prototipo 3 (autor).

**Descripción Mejoras del Mecanismo del Codo.** Figura 41: El codo se modificó para que fuese la articulación con dos barras variables, haciendo así el prototipo ajustable en ambas direcciones, se buscó disminuir el pandeo por lo que la barra conducida 1 (véase la vista frontal figura 43) se hizo saliente del engrane conducido del hombro.

Para darle una mejora estética se ajustaron las barras para que fueran livianas pero simétricas dando un diseño más homogéneo desde el hombro hasta la muñeca, véase en la figura 42. La modificación del material de la barra del hombro a brazo da estética sacrificando resistencia, por lo que se corroboró mediante un análisis de elementos finitos que siga siendo seguro para una carga de 150 N, dando un factor de seguridad de 11 para una pieza sólida y de 5,5 considerando la impresión. Por lo que se prosigió con este diseño en vista a que es funcional.

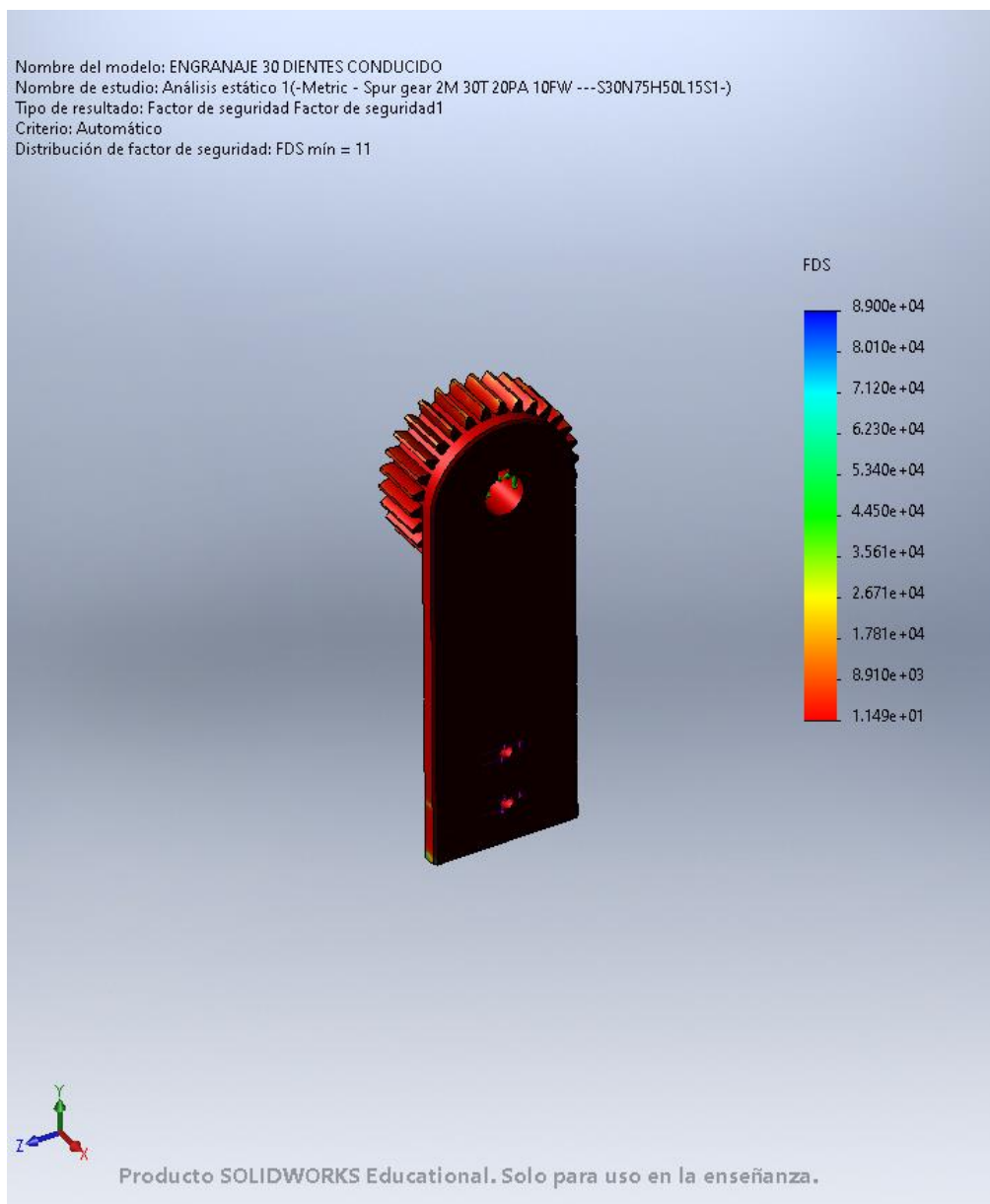


Figura 42 Análisis de elementos finitos para barra conducida 1 (autor)

#### 4.2.5. Resultados de Diseño Mecánico Final

Se llevó a cabo la impresión del prototipo definitivo, dando como resultado el exoesqueleto representado en las Figuras 43 - 44 - 45 y 46. Cada modificación realizada ha aportado significativamente tanto a la funcionalidad como a la estética del dispositivo. La optimización de material no ha afectado la resistencia, asegurando la integridad estructural del exoesqueleto. Además, se verifica que el dispositivo continúa cumpliendo con los criterios de diseño preestablecidos.

**MECANISMO DEL HOMBRO**

Figura 43 Ensamble mecanismo del hombro. Prototipo3 (autor)

**MECANISMO DEL CODO**

MECANISMO DE LA MUÑECA



ENSAMBLE TOTAL

Figura 44 Ensamble mecanismo del codo. Prototipo3 (autor)

**MECANISMO DE LA MUÑECA**

Figura 45 Ensamble mecanismo de la muñeca. Prototipo 3 (autor)



Figura 46 Ensamble total. Prototipo 3 (autor)

## **5. Fase IV: Desarrollo Electrónico y de Comunicación**

### **5.1. Diseño y Control Circuito de Control**

En esta fase, se abordará el diseño, construcción e instalación del sistema eléctrico del prototipo 3, haciendo uso de la placa de desarrollo de hardware Arduino UNO, esta placa proporcionará un entorno flexible para la programación y control. En la configuración del sistema, la placa Arduino UNO se vincula al computador a través de un puerto USB. Además, la placa se alimenta mediante dos fuentes de voltaje previamente seleccionadas, cumpliendo con los requisitos técnicos del prototipo.

Adicionalmente, la conexión entre la placa Arduino UNO y los componentes específicos del prototipo se realiza a través una PCB (Placa de Circuito Impreso), la cual actúa como un medio de interconexión eficiente, facilitando la comunicación y la transferencia de señales entre la placa de desarrollo y otros componentes eléctricos del sistema, además de reducir posibles errores de cableado). Esta PCB actúa como un medio de interconexión eficiente, facilitando la comunicación y la transferencia de señales entre la placa de desarrollo y otros componentes eléctricos del sistema.

### **5.2. Diseño PCB: Esquemático y Layout.**

El diagrama esquemático figura 47, actúa como la representación visual y lógica de todos los componentes electrónicos y sus interconexiones en el sistema de control de servomotores. Para este caso, el programa Eagle se utilizó como la herramienta principal para la creación de este diagrama.

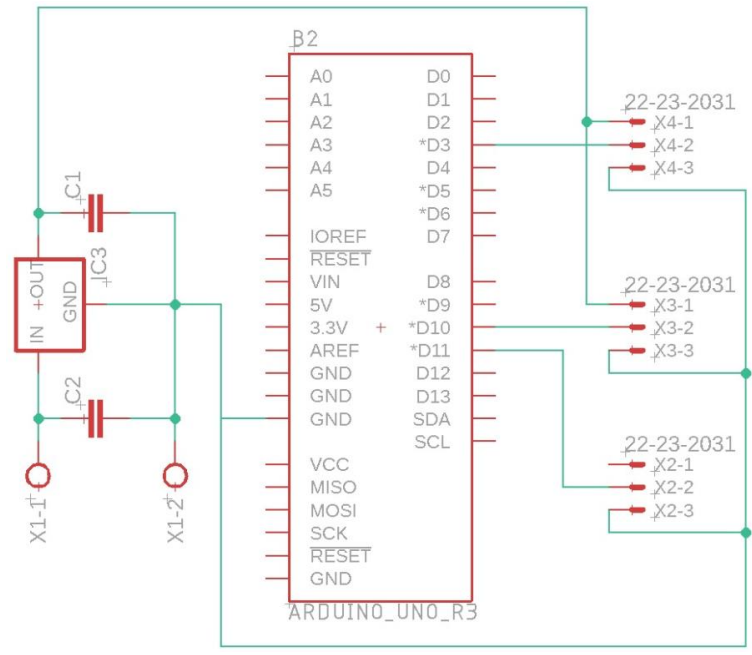


Figura 47 Esquemático PCB (autor)

El diagrama de la figura 47 representa las conexiones necesarias para vincular los puertos del Arduino con los capacitores CT6.8UF35V, conectores Molex de tres pines y borneras de dos pines. Luego del diseño esquemático se procede al diseño del layout (figura 48), cual es la disposición física de los componentes y las conexiones en la PCB.

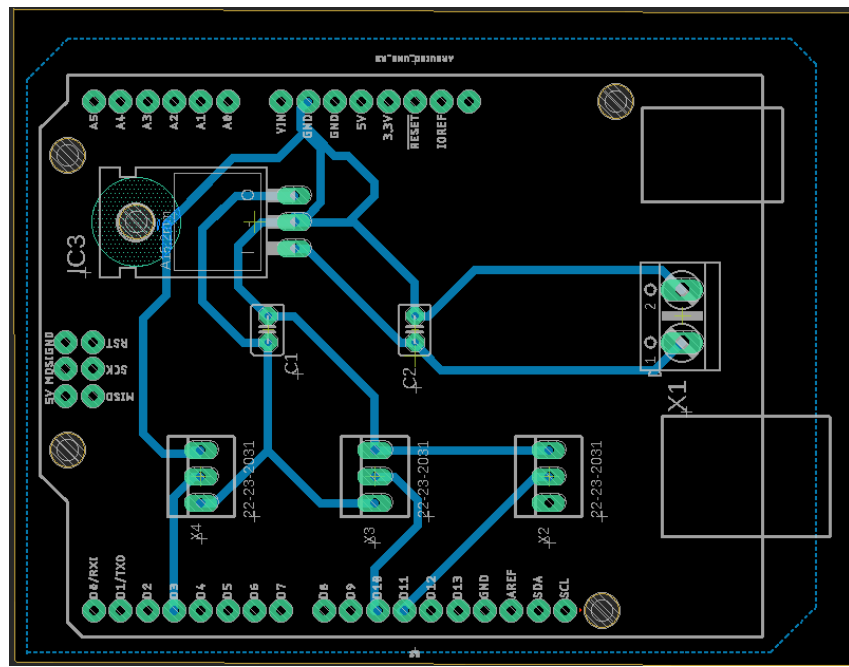


Figura 48 Layout PCB (autor)

### 5.3. Construcción caja de control

Después de completar la fabricación de la PCB y soldar los componentes, se avanza con la construcción, ensamblaje y cableado de la caja de control diseñada a medida mediante manufactura aditiva, como se detalla en la figura 49. Ya con dicha caja se procede al cableado de los servomotores utilizando cables calibre 22 de colores blanco, negro y rojo; para las fuentes de voltaje se emplea cable dúplex 2 x 16. Esta elección de cables asegura una conexión eficiente y organizada tanto para el control de servomotores como para la alimentación del sistema.

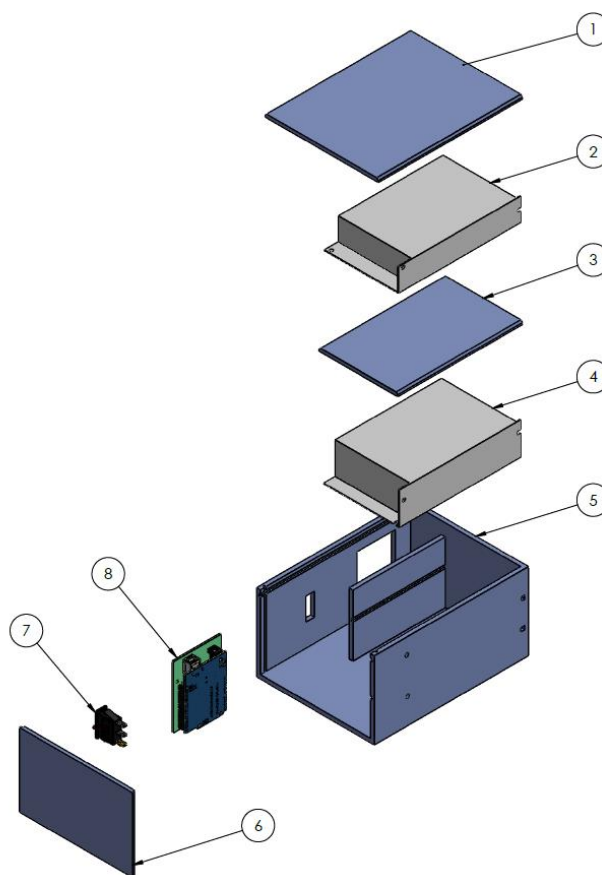


Figura 49 Elementos caja de control

1. Tapa horizontal
2. Fuente de voltaje (TPS-1210, 12 V - 10 A)
3. Tapa separadora
4. Fuente de voltaje (LM150-20B12, 12 V - 12.5 A)
5. Base
6. Placa vertical

7. Interruptor 3 pines
8. Placa Arduino UNO R3 con PCB

#### **5.4.Control y Comunicación**

En la fase de selección del sistema de control para el prototipo, se ha establecido la combinación Matlab-Arduino para la relación software-hardware, esta elección se fundamenta en criterios de eficiencia de programación y flexibilidad de interfaz en tiempo real ofreciendo una plataforma robusta y adaptable al prototipo.

Además, esta combinación posibilita la implementación de un gemelo digital. Esto implica la creación de una réplica virtual del sistema físico, permitiendo la simulación y monitoreo en tiempo real de las operaciones del prototipo, ofreciendo una herramienta valiosa para el análisis y ajuste continuo del rendimiento del sistema.

#### **5.5.Control Exoesqueleto.**

Para el control de las 3 articulaciones del prototipo se utiliza un código Arduino que implementa un programa que está diseñado para recibir comandos desde un entorno de desarrollo o software externo, como el Monitor Serial de Arduino IDE o, en este caso, desde Simulink. Para un mejor entendimiento del control se realizó un diagrama DFD (figura 50) que proporciona una representación visual detallada de la lógica de programación implementada.

Para el control es importante tener en cuenta que cada comando enviado debe contener tres valores separados por comas, representando los ángulos deseados para los tres servomotores. Se proporciona retroalimentación al usuario a través del Monitor Serial, indicando si los servomotores fueron controlados exitosamente de lo contrario se imprime un mensaje de error.

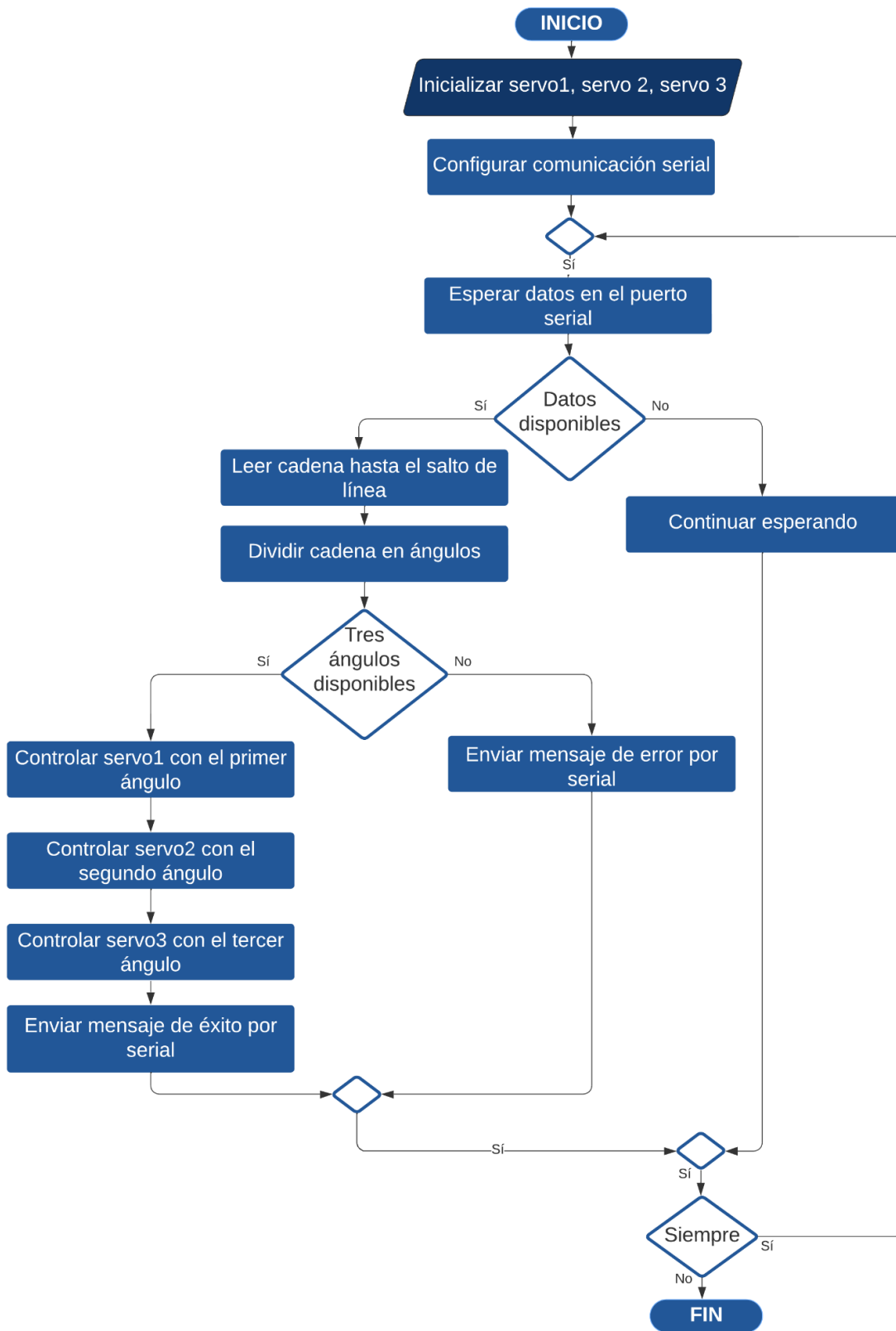


Figura 50 Diagrama de control de Arduino DFD (autor)

## 5.6. Generación Trayectorias Matlab

El movimiento requerido describe una trayectoria lineal combinada entre las articulaciones del hombro y codo. Para lograrlo, se empleó un método gráfico de Matlab (2-D Path Tracing with Inverse Kinematics) que utiliza cinemática inversa en un manipulador de 2 grados de libertad (2-DOF), figura 51. Para calcular la cinemática inversa del prototipo 3 se usó de la clase 'inverseKinematics' y se determinó las configuraciones articulares del robot que permiten alcanzar los puntos de la trayectoria.

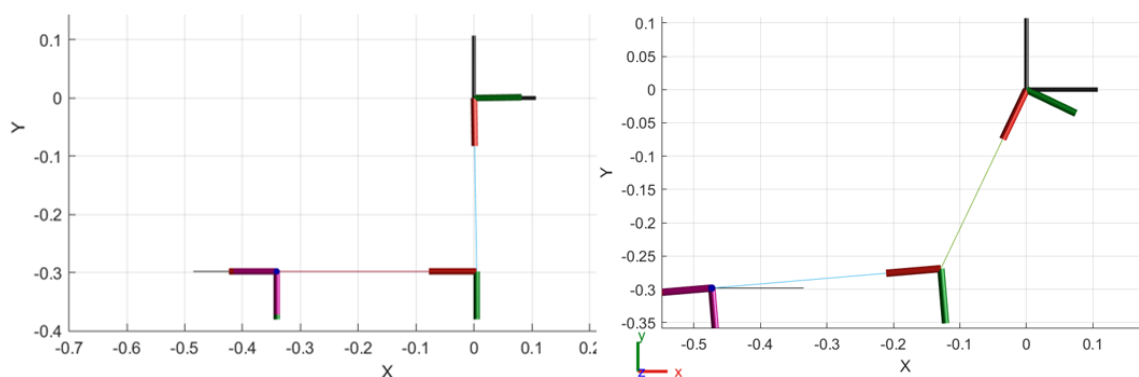


Figura 51 Movimiento lineal combinado (autor)

Una vez obtenidas estas trayectorias, se integran al diagrama desarrollado en Simulink. Este diagrama está vinculado a un código de interfaz implementado en Arduino, facilitando la generación del movimiento en el prototipo. Este enfoque permite una integración eficiente entre el modelado cinemático en Matlab y la simulación en Simulink, que incluye el gemelo digital y la ejecución práctica en el prototipo mediante Arduino.

## 5.7. Control de Trayectorias

El control de los tres rangos de movimiento en el prototipo se realiza mediante la implementación de trayectorias manuales, sinusoidales y lineales combinadas para el hombro y el codo y una trayectoria manual y sinusoidal para el antebrazo. El movimiento manual obliga al operario a controlar cada movimiento que quiera ejecutar. Por otro lado, la trayectoria sinusoidal sigue la forma de onda de la función seno, destacándose por seguir una trayectoria predecible, suave y precisa para el sistema.

En lo que respecta a la amplitud de movimiento, el exoesqueleto abarca un rango de 90 y 120 grados para la flexión y extensión del hombro y codo, medido desde el ángulo cero del plano

sagital. Además, se ha contemplado un rango de 115 grados para la pronosupinación del antebrazo. Estos rangos se han diseñado cuidadosamente para ofrecer una cobertura amplia y efectiva de los movimientos, contribuyendo así a la utilidad del exoesqueleto en el contexto de las terapias de rehabilitación para personas que han experimentado un accidente cerebrovascular.

Estos rangos de movimiento fueron implementados utilizando bloques de Simulink, como se detalla en la figura 52 del diagrama de flujo de datos (DFD). En dicho diagrama se explica visualmente la lógica y la secuencia de operaciones que permiten la generación y control de los movimientos del exoesqueleto.

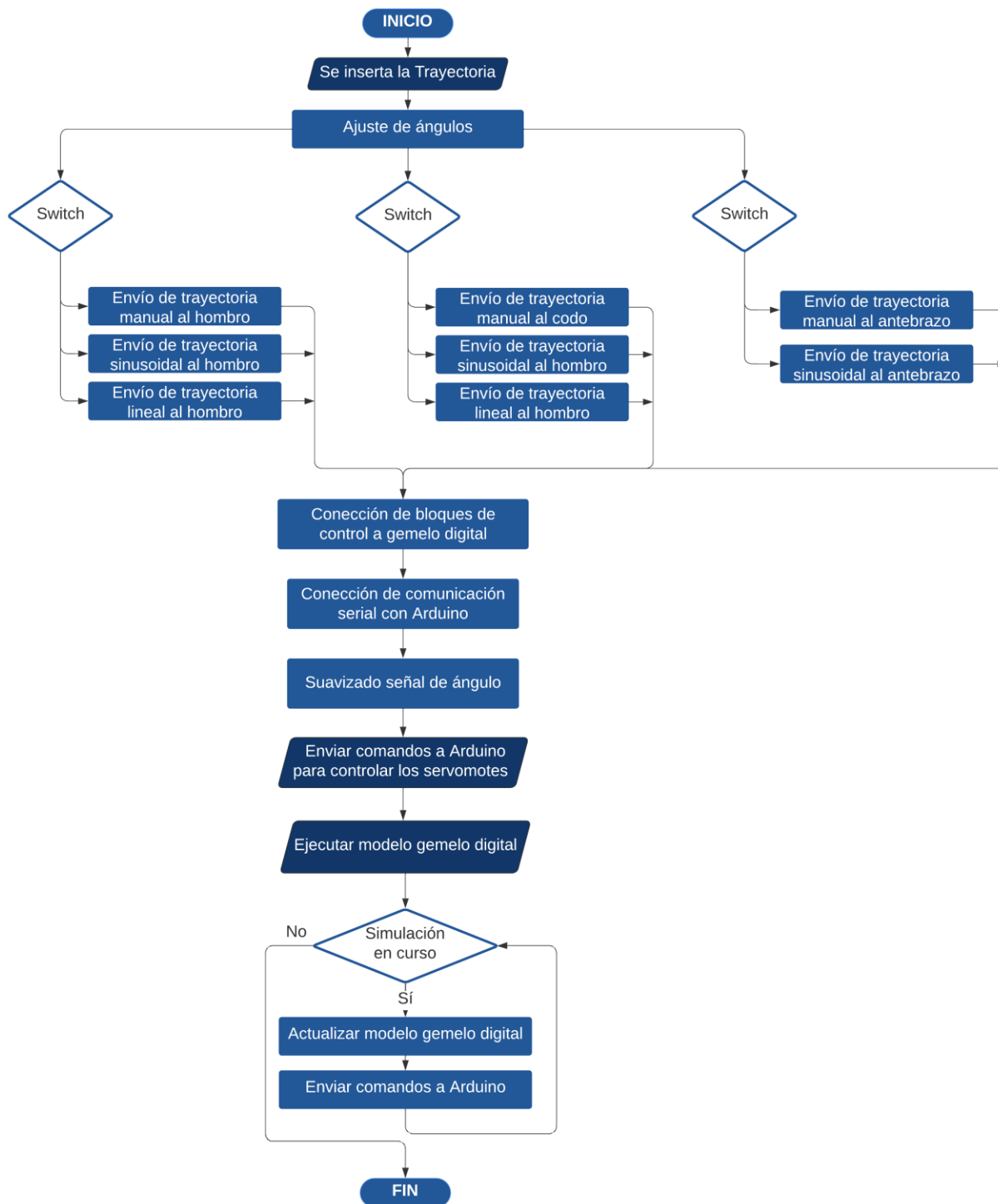


Figura 52 Diagrama código Simulink DFD (autor)

Para cada una de las tres trayectorias, el diagrama de bloques inicia con una calibración de los ángulos para garantizar que el servomotor siempre inicie desde su posición inicial. Para lograr esto y asegurar que la señal de entrada coincida con la que recibe el servomotor, se implementa un ajuste de ángulos mediante bloques multiplicadores, sumadores o filtros que suavicen la señal en el sistema ya que los cambios bruscos en el movimiento pueden ser lesivos para la estructura y el usuario.

En la interfaz de usuario de cada trayectoria, se incorpora un bloque de Simulink denominado "radio button", este componente posibilita al usuario seleccionar una opción de entre varias alternativas mutuamente excluyentes; cada botón de opción representa una elección específica, y únicamente un botón puede estar seleccionado en un momento dado. Este enfoque permite al usuario realizar una selección única de un conjunto predeterminado de opciones disponibles, en este contexto, se ofrece la posibilidad de elegir entre trayectorias manuales, sinusoidales y lineales para el hombro y codo, y opciones manuales y sinusoidales para el antebrazo.

Después de que el usuario selecciona la trayectoria deseada, la señal se dirige directamente al diagrama de bloques del gemelo digital, el cual ejecuta el movimiento; simultáneamente, la señal pasa por una comunicación serial con Arduino, el cual establece una comunicación bidireccional mediante un protocolo de comunicación serie estándar, como UART (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter). Arduino y Simulink acuerdan parámetros como la velocidad de transmisión (baudios) para así garantizar la sincronización de la transmisión de datos, la ejecución de la trayectoria en el gemelo digital y la correspondiente actuación de los servomotores mediante los comandos proporcionados por Arduino.

### **5.8. Gemelo Digital**

La representación digital del sistema físico, conocida como gemelo digital vista en la figura 53, se logra mediante la integración de herramientas multidominio como SimScape y diseño CAD como SolidWorks. SolidWorks se utiliza para configurar y ensamblar el exoesqueleto, el modelo CAD resultante se exporta a formato XML mediante el complemento "Simscape Multibody", utilizando MATLAB y la función "smimport", se importa este archivo XML, creando así un modelo Simscape Multibody en un diagrama de bloques que reproduce con precisión la estructura y dinámica del exoesqueleto original, identificando los cuerpos rígidos y las tres juntas revolutas

a las cuales se les ingresa el valor del ángulo actuando como servomotores, siendo entonces una representación digital del exoesqueleto.



Figura 53 Gemelo digital (autor)

## 6. Resultados

En esta sección se presenta el prototipo del exoesqueleto realizado mediante manufactura aditiva y diseñado con base en los requerimientos y características detalladas previamente, además de la implementación del gemelo digital y la interfaz de control. La evaluación del diseño propuesto aborda tanto el espacio de trabajo del exoesqueleto como la validación cinemática para los movimientos específicos de hombro, codo y muñeca. Este análisis proporcionará una comprensión integral de la funcionalidad y eficacia del exoesqueleto en relación con sus objetivos de diseño y su aplicabilidad en situaciones prácticas futuras.

### 6.1. Movimiento en el hombro

La posición inicial del movimiento se da verticalmente, paralelo al cuerpo, hasta un máximo de noventa grados en el plano sagital como se puede apreciar en las figuras 54 y 55, además véase las figuras 55 – 57 y 58 para apreciar la interfaz de control junto con el funcionamiento del gemelo digital.

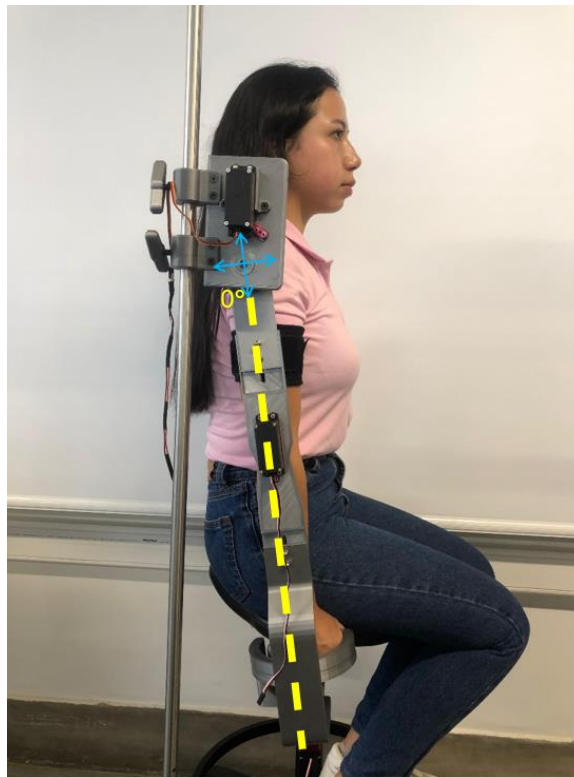


Figura 54 Ángulo cero del movimiento del hombro



Figura 55 Ángulo cero del movimiento del hombro gemelo digital

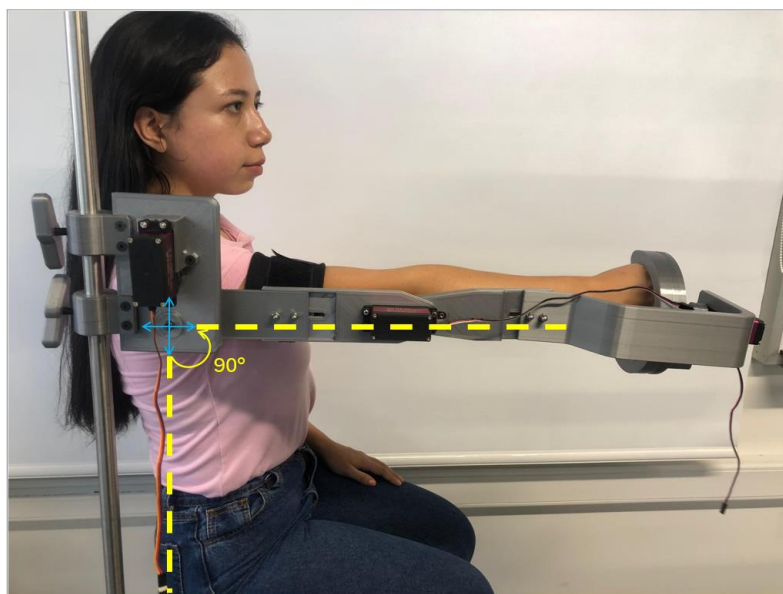


Figura 56 Ángulo 90 del movimiento del hombro

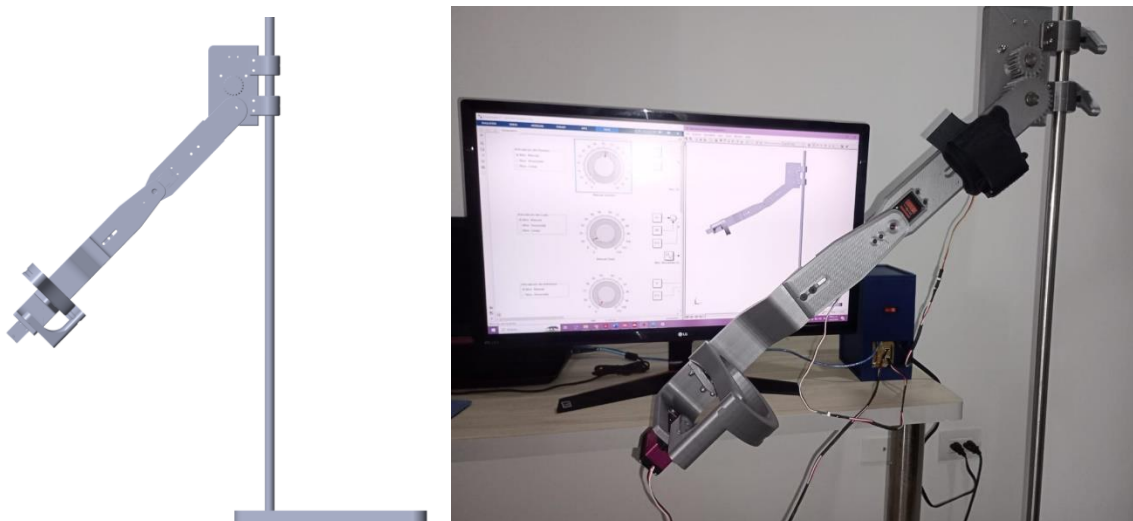


Figura 57 Ángulo de 45 para el movimiento del hombro gemelo digital

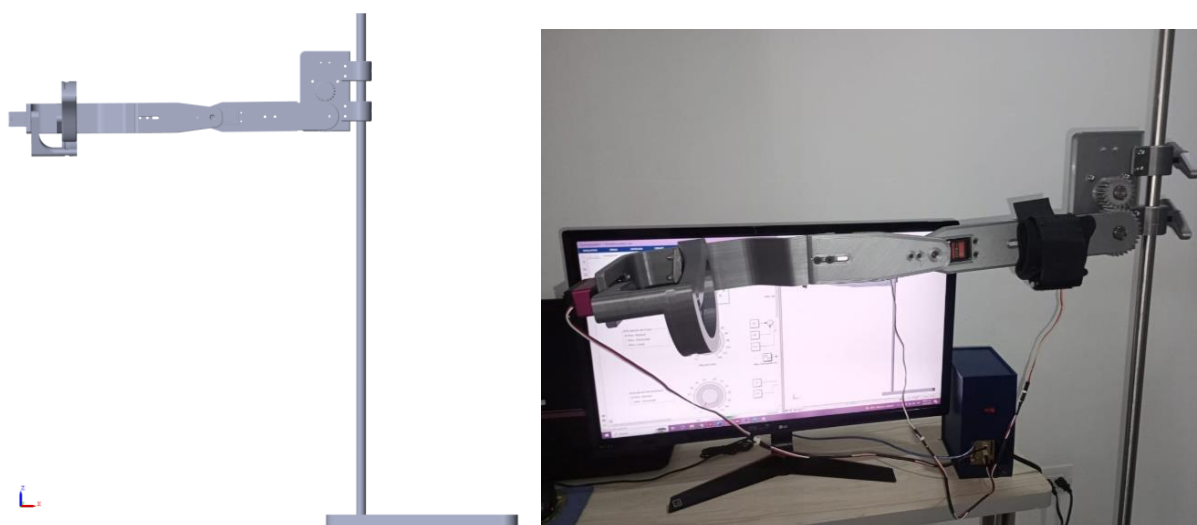


Figura 58 Figura 56 Ángulo 90 del movimiento del hombro gemelo digital

Adicionalmente, como se puede ver en la figura 59, el brazo se asegura al exoesqueleto mediante un brazalete de soporte, garantizando una conexión segura, cómoda y ergonómica para el usuario durante el uso del exoesqueleto.



Figura 59 Sujeción del exoesqueleto al brazo

## 6.2.Movimiento en el codo

Por otro lado, la trayectoria de movimiento en el codo inicia desde el ángulo cero hasta un máximo de 120 grados en el plano sagital como se puede apreciar en las figuras 60 y 61. Véase las figuras 55 – 57 y 58 para apreciar la interfaz de control junto con el funcionamiento del gemelo digital.

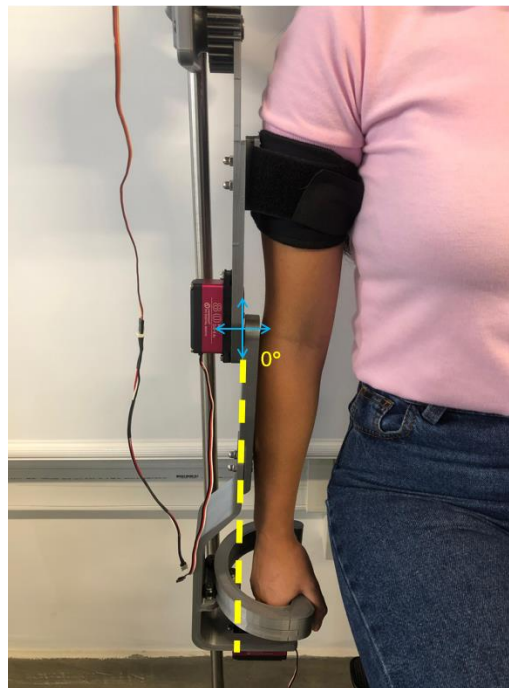


Figura 60 Ángulo cero del movimiento del codo

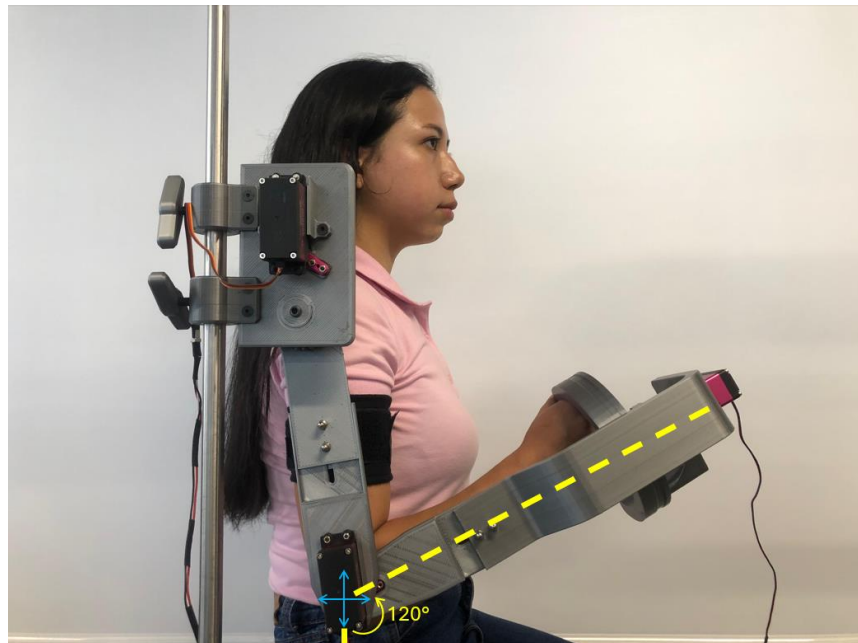


Figura 61 Ángulo máximo 120 del movimiento del codo



Figura 62 Ángulo máximo 120 del movimiento de codo gemelo digital

### 6.3.Movimiento en la muñeca

En el movimiento de pronosupinación de la muñeca, se tiene un rango total de movimiento de 115 grados entre pronación y supinación como se puede ver en las figuras 63 y 65. Este amplio rango asegura una cobertura completa de las actividades cotidianas que implican pronación y supinación de la muñeca. Véase las figuras 64 y 66 para apreciar la interfaz de control junto con el funcionamiento del gemelo digital.



Figura 63 Mano en posición de pronación

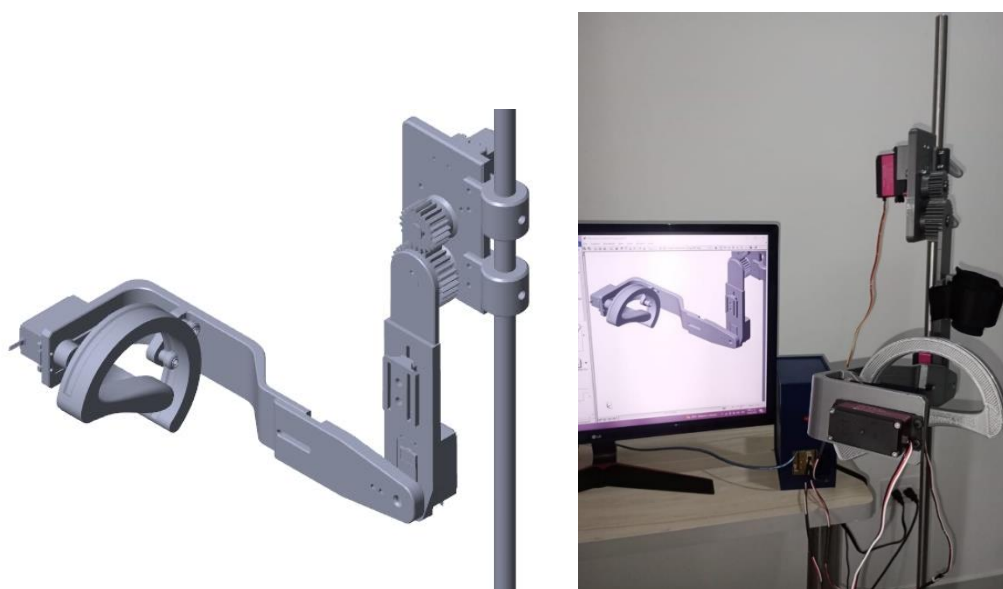


Figura 64 Mano en posición de pronación gemelo digital



Figura 65 Mano en posición de supinación



Figura 66 Mano en posición de supinación gemelo digital

Por último, el exoesqueleto tiene una trayectoria lineal combinada entre la articulación del hombro y codo, véase la figura 67, este movimiento cíclico consiste en mantener el antebrazo en posición horizontal mientras que la articulación del hombro tiene una trayectoria corta.

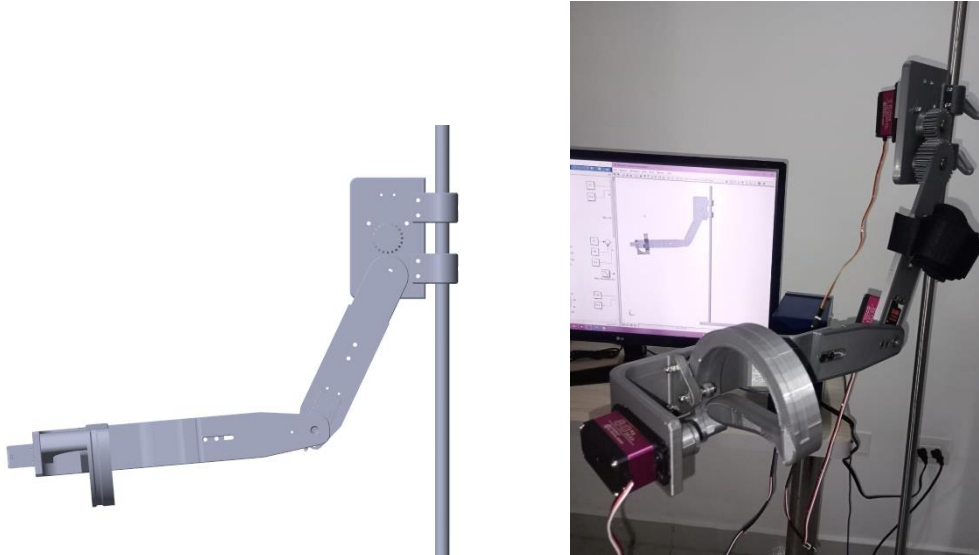


Figura 67 Trayectoria lineal combinada gemelo digital

Estas son las trayectorias que el exoesqueleto, controlado por servomotores, puede realizar. Cada trayectoria está diseñada para ejecutar movimientos cotidianos, proporcionando al usuario la recuperación de las articulaciones y adaptabilidad a las actividades diarias.

## 7. Conclusiones

En síntesis, el proyecto ha alcanzado conclusiones positivas y significativas. La selección de componentes de manufactura y control no solo ha garantizado la resistencia estructural ante esfuerzos al que están sometidos, sino que también han posibilitado el correcto desempeño del exoesqueleto. Asegurando la robustez estructural, y la funcionalidad precisa del dispositivo en su conjunto, cumpliendo así con los estándares requeridos para su óptimo rendimiento.

En el diseño final del exoesqueleto se logró reducir tanto el tamaño como el material consumido, cumpliendo con los criterios de cálculo de esfuerzos del factor de seguridad de impresión 3D. Esta optimización permitió mantener un diseño funcional y resistente, demostrando una eficaz gestión de recursos y una adecuada consideración de las demandas estructurales del proyecto.

La construcción exitosa del prototipo final se logró en la tercera iteración. Mientras que la primera presentó numerosas fallas de diseño y la segunda era funcional, pero requería considerables mejoras, el último prototipo incorporó mejoras significativas, resultando en un modelo funcional y estéticamente satisfactorio. La selección acertada de componentes y el correcto uso de herramientas, junto con elementos de ingeniería, jugaron un papel crucial en este éxito, estableciendo el prototipo como completo, aunque aún susceptible a posibles mejoras futuras.



la validación del funcionamiento confirmó la operatividad de todos los sistemas, pero se detectaron limitaciones en los actuadores que utilizan un PID estándar, caracterizados por un grado de movimiento escalonado restringido con una resolución de control de dos grados. La solución propuesta consiste en reemplazar estos actuadores por servomotores con electrónica más avanzada o considerar una adaptación a motores convencionales. Este enfoque busca superar las restricciones identificadas, mejorando la eficiencia en la ejecución de movimientos y asegurando un rendimiento óptimo del conjunto.

El prototipo a futuro podría ser considerado para rehabilitación teniendo en cuenta comité de ética, una ampliación de estudios biomecánicos así como asesoría de un profesional de la salud, un fisioterapeuta y un paciente, esto con el fin de un posible desarrollo tecnológico ARL (grado de madurez tecnológico), buscando servir como instrumento de rehabilitación pasiva relajada en mujeres con hipotonía inicial.



## 9. Presupuesto

Tabla 13 Presupuesto del proyecto

<b>PRESUPUESTO DESARROLLO DEL PROYECTO</b> <b>UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER</b> PROTOTIPO DE EXOSQUELETO DE MIEMBRO SUPERIOR PARA MOVIMIENTOS DE PRONOSUPINACION DEL ANTEBRAZO, FLEXO-EXTENSION DEL HOMBRO Y CODO						
						
Descripción	Financiamiento	Unidad	Cantidad	Costo por unidad	Total	
<b>Recursos Humanos</b>						
Director del proyecto	UIS	hora	40	200.000	8.000.000	
Codirector	UIS	hora	120	80.000	9.600.000	
Estudiante 1	Estudiante	hora	320	24.000	7.680.000	
Estudiante 2	Estudiante	hora	320	24.000	7.680.000	
<b>Equipos</b>						
Computador de mesa 1	Estudiante	Unidad	1	4.500.000	4.500.000	
Computador portátil	Estudiante	Unidad	1	3.000.000	3.000.000	
Arduino UNO	Estudiante	Unidad	1	70.000	70.000	
Fuente TPS-1210, 12V-10A	Estudiante	Unidad	1	100.000	100.000	
Fuente LM150-20B12, 12V- 12,5A	Director	Unidad	1	115.000	115.000	
PCB	Estudiante	Unidad	1	60.000	60.000	
Impresora Creality Cr10 v2	UIS	Unidad	1	2.250.000	2.250.000	
<b>Software</b>						
SolidWorks	UIS	Año	1	52.000	52.000	
Google sheets	Estudiante	Unidad	1	0	0	
Microsoft office 365	UIS	Mes	10	58.000	580.000	
Matlab & Simulink	UIS	Año	1	235.000	235.000	
Arduino	Estudiante	Unidad	1	0	0	
Mendeley	UIS	Unidad	1	0	0	
Eagle	UIS	Unidad	1	0	0	
<b>Materiales</b>						
Rollo PLA	Estudiante	Unidad	5	70.000	350.000	
Barra acero 1045	Estudiante	Metros	1	17.000	17.000	
Placa metálica 10*10*0,5mm	Estudiante	Unidad	1	2.000	2.000	
Rodamientos 6902Z	Estudiante	Unidad	1	10.000	10.000	
Cuñas	Estudiante	Unidad	4	1.500	6.000	
Chavetas	Estudiante	Unidad	4	2.500	10.000	
Tornillería	Estudiante	Unidad	1	30.000	30.000	
<b>Otros</b>						
Internet	UIS	Mes	10	90.000	900.000	
Electricidad	UIS	\$Kw*h	6400	600	3.840.000	
Transporte	Estudiante	Mes	30	5.600	168.000	
Recursos bibliográficos	UIS	Unidad	2	0	0	
Manufactura ejes	Estudiante	Unidad	4	20.000	80.000	
Soldadura	UIS	Unidad	1	0	0	
<b>Costo parcial del proyecto</b>					49.335.000	
<b>Imprevistos</b>					100.000	
<b>Costo Total</b>					49.435.000	

## Bibliografía

- Abasolo, M., Navalpotro, S., & Corral, J. (n.d.). *OCW-Diseño de Máquinas Tema 3. Teorías de fallo estático*.
- Álvarez, G. (2016). *Creación de una base de conocimiento para la gestión de presupuestos en una empresa de fabricación de piezas de alta precisión*. Universidad de Sevilla.
- Arboleda, A. G., Alexander, D., Jimenez, Z., & Palacio, J. A. (2014). *MÓDULO DE SERVOMOTOR 2 MAURICIO VELASQUEZ OROZCO DEIVY ARBOLEDA*.
- Arteaga, D., & Garcés, D. (2022). *Construcción de un Sistema Inteligente de Rehabilitación Motriz para Extremidades Superiores Basado en Algoritmos de Control y Monitoreo*.
- Avila Chaurand, R., Prado León, L. R., González Muñoz, E. L., & Universidad de Guadalajara. Centro de Investigaciones en Ergonomía. (2021). *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*. Universidad de Guadalajara, Centro Universitario de Arte, Arquitectura y Diseño, División de Tecnología y Procesos, Departamento de Producción y Desarrollo, Centro de Investigaciones en Ergonomía.
- Ayala Lozano, J. F., Urriolagoitia Sosa, G., Romero Ángeles, B., Torres San-Miguel, C. R., Aguilar-Pérez, L. A., & Urriolagoitia-Calderón, G. M. (2015). Diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior. *Revista Colombiana de Biotecnología*, 17(1), 79–90. <https://doi.org/10.15446/rev.colomb.biote.v17n1.44188>
- Benito González, M. E., & Machado Zavarce, E. (2013). Introducción a la cinesiterapia. *Cinesiterapia: Bases Fisiológicas Y Aplicación Práctica.*, 1–13. <http://www.libreriaherrero.es/pdf/DOYM/9788490220115.pdf>
- Biriukov, A. A. (2018). El masaje en la rehabilitación de traumatismos y enfermedades. *ELibro. Editorial Paidotribo.*, 156. <https://elibro-net.bibliotecavirtual.uis.edu.co/es/ereader/uis/119192?page=96>
- Cardona, A., & Díaz, D. (2010). *Exoesqueleto Para Miembro Superior con Dos Grados de Libertad en Articulaciones de Hombro y Codo*.
- Cassana, M. (2021). *Diseño de un exoesqueleto para la rehabilitación motora de un miembro*

*superior para pacientes con enfermedad cerebro vascular.*

Cruz, G. (2018). *Generación de trayectorias de un exoesqueleto para rehabilitación de miembros superiores.*

Díaz, R., Moreno, L., Sanjuan, M., Prada, C., & Torres, L. (2021). Development of an exoskeleton for the rehabilitation of the flexo-extensor movement of the elbow. *ITECKNE*, 18(1), 46–51. <https://doi.org/10.15332/iteckne.v18i1.2539>

Drake, R., Vogl, W., & Mitchell, A. (2005). Gray- Anatomía para Estudiantes. *ElSevier*, 1.

E Kuznetsov, V., N Solonin, A., Urzhumtsev, O. D., Schielling, R., & G Tavitov, A. (2018). Strength of PLA Components Fabricated with Fused Deposition Technology using a Desktop 3D Printer as a Function of Geometrical Parameters of the Process. *Journal of Material Science & Engineering*, 07(01). <https://doi.org/10.4172/2169-0022.1000429>

Franco, J. (2018). *Control de un Brazo Robótico Virtual Usando un Exoesqueleto Robot de Miembro Superior.*

Galeiras Vázquez, R., Ferreiro Velasco, M. E., Mourelo Fariña, M., Montoto Marqués, A., & Salvador de la Barrera, S. (2017). Actualización en lesión medular aguda postraumática. Parte 1. *Medicina Intensiva*, 41(4), 237–247. <https://doi.org/10.1016/j.medin.2016.11.002>

García-Blancas, J., Domínguez-Ramírez, O. A., Rodríguez-Torres, E. E., & Ramos-Velasco, L. E. (2022). Adaptabilidad en la tarea de control de exoesqueleto bípedo para fisioterapia asistida. *Pädi Boletín Científico de Ciencias Básicas e Ingenierías Del ICBI*, 10(Especial3), 134–140. <https://doi.org/10.29057/icbi.v10iespecial3.9014>

*hamrock-bernard-j-elementos-de-maquinas.* (n.d.).

Kehne, J. H., Klein, B. D., Raeissi, S., & Sharma, S. (2017). The National Institute of Neurological Disorders and Stroke (NINDS) Epilepsy Therapy Screening Program (ETSP). *Neurochemical Research*, 42(7), 1894–1903. <https://doi.org/10.1007/s11064-017-2275-z>

Marie, D. (2018). *Modelado músculo-esquelético del miembro superior y desarrollo del sistema de control de un dispositivo de rehabilitación de hombro.*

Muñoz Mario. (2010). Enfermedad Cerebrovascular. In *Latin American Stroke Registry (LARS)*

*Colombian Branch: one year report. Cerebrovasc Dis.: Vol. VOL. 26 NO. 2 (29(suppl2): 217.).*

Silva, J. (2014). Diseño y Construcción de un Exoesqueleto Maestro de Brazo para Controlar un Manipulador Virtual Tipo Antropomórfico de 5 Grados de Libertad. *Proyecto de Grado Para Optar El Título de Ingeniero Mecatrónico. Universidad Autónoma de Bucaramanga- UNAB. Bucaramanga, Santander.*

Sosa, D. (2017). *Desarrollo de un Exoesqueleto para Rehabilitación del Hombro.*

Szlafsztein, K. (n.d.). *El Tono Muscular - Complejidad y Entramado.*

Varas Chiquito, M., García Plua, J. C., Bustamante Chong, M. E., & Bustamante Chong, C. (2020). Gemelos digitales y su evolución en la industria. *Recimundo*, 4(4), 300–308. [https://doi.org/10.26820/recimundo/4.\(4\).noviembre.2020.300-308](https://doi.org/10.26820/recimundo/4.(4).noviembre.2020.300-308)

Vazquez, L. (2022). Diseño mecánico de un exoesqueleto de miembro superior de 3 grados de libertad con seguimiento de trayectorias para minimizar el consumo de energía. *Tesis Doctoral Para La Obtención Del Grado de Doctor En Ciencias En Ingeniería Mecánica. Tecnológico Nacional de México. Cuernavaca, Morelos, México.*

## Anexos

### Código de Arduino

```
#include <Servo.h>

Servo servo1;
Servo servo2;
Servo servo3;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  servo1.attach(3);
  servo2.attach(10);
  servo3.attach(11);
}

void loop() {
  if (Serial.available() > 0) {
    String cadena = Serial.readStringUntil('\n'); // Lee la cadena hasta
    encontrar un salto de línea

    // Convierte la cadena en un array de caracteres (tipo cstring)
    char charArray[cadena.length() + 1];
    cadena.toCharArray(charArray, sizeof(charArray));

    // Inicializa un array para almacenar los ángulos
    int angulos[3];
    int index = 0;

    // Divide la cadena usando strtok
    char *token = strtok(charArray, ",");
    while (token != NULL && index < 3) {
      // Convierte el token a un entero y lo guarda en el array de ángulos
      angulos[index] = atoi(token);
      index++;

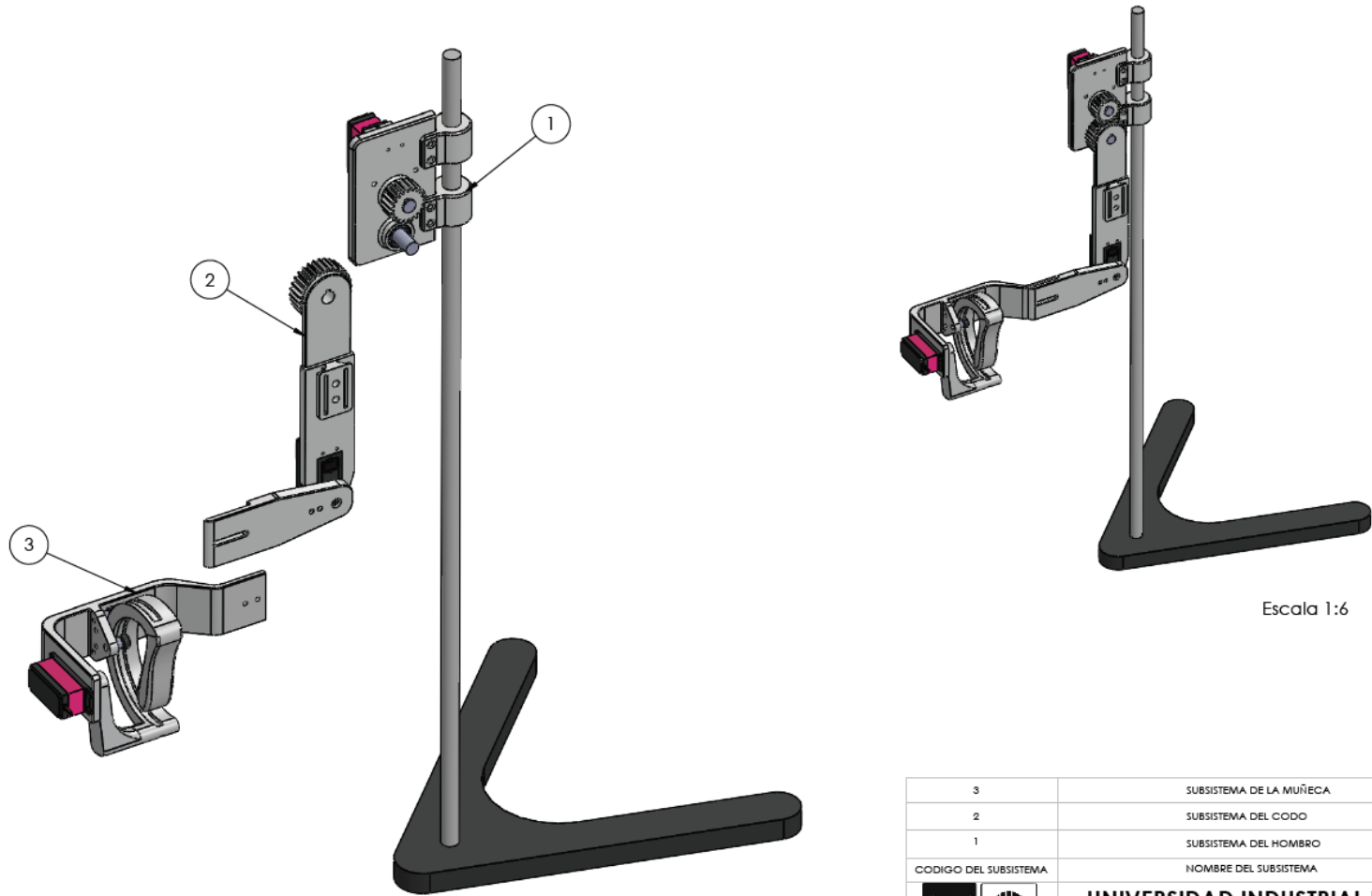
      // Obtiene el siguiente token
      token = strtok(NULL, ",");
    }

    // Controla los servomotores con los ángulos obtenidos
    if (index == 3) { // Asegura que se hayan recibido tres valores
      servo1.write(angulos[0]);
      servo2.write(angulos[1]);
    }
  }
}
```


```
servo3.write(angulos[2]);

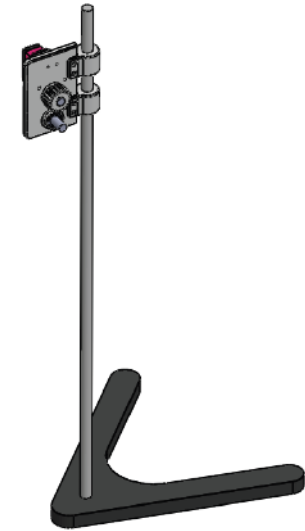
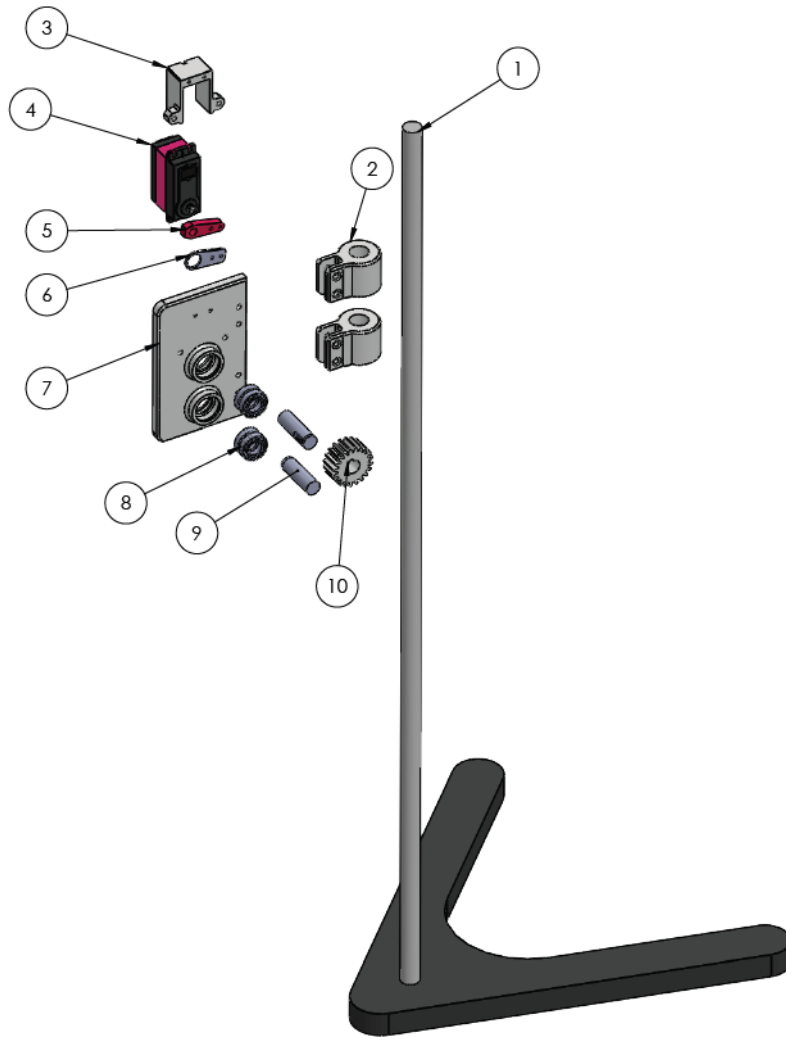
// Confirmación en el Monitor Serial
Serial.println("Servomotores controlados con éxito");
} else {
// Mensaje de error si no se recibieron tres valores
Serial.println("Error: La cadena no tiene tres valores");
}
}
}
```

Planos del prototipo



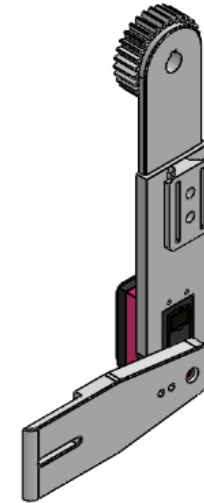
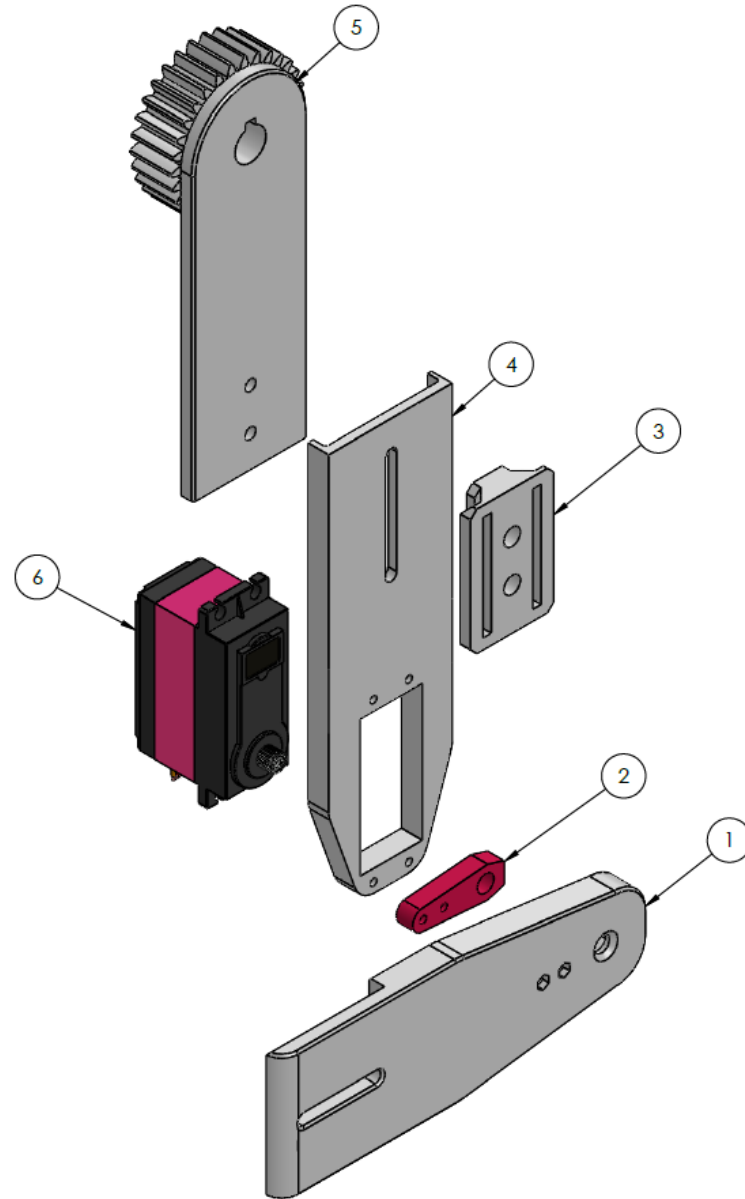
Escala 1:6

3	SUBSISTEMA DE LA MUÑECA
2	SUBSISTEMA DEL CODO
1	SUBSISTEMA DEL HOMBRO
CODIGO DEL SUBSISTEMA	
NOMBRE DEL SUBSISTEMA	
 <b>UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER</b>	
FECHA: 15/01/2024	TITULO:
ESCALA: 1:4	SUBSISTEMAS EXOSQUELETO
UNIDADES: MMGS	AUTOR:
A3	ANGIE ECHAVARRIA - LINA LADINO



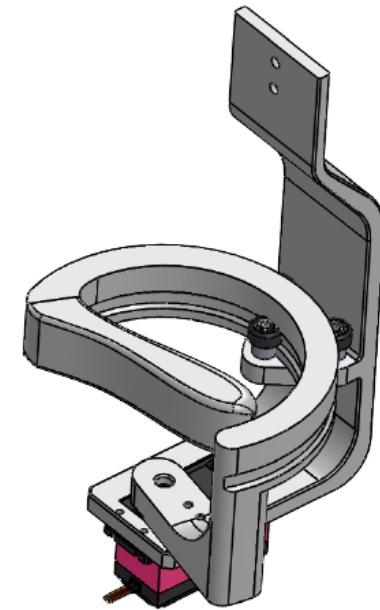
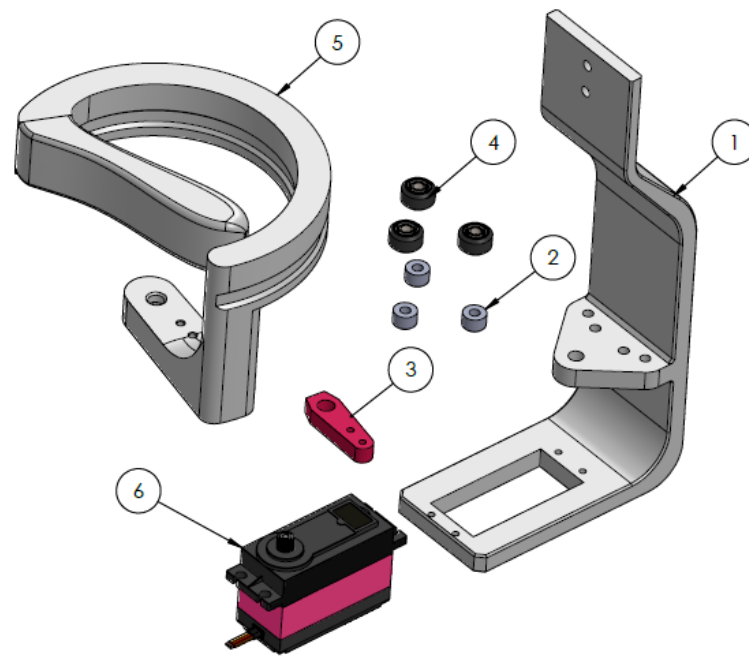
ESCALA 1:7

10	ENGRANAJE CONDUCTOR	M1 - 20T
9	EJES	ACERO 1045 - D 15MM
8	RODAMIENTOS X 4	15*28*0.7 MM - 6902Z
7	BASE	PLA
6	PLACA METÁLICA	ACERO 1045
5	ACOPLE DEL SERVOMOTOR	ALUMINIO
4	SERVOMOTOR	DIGITAL SERVO [150 KG * CM]
3	APOYO SERVOMOTOR	PLA
2	SOPORTES A TUBO	PLA
1	SOPORTE A PISO	LARGO 150 CM - D 3/4"
CÓDIGO PIEZA	NOMBRE DE LA PIEZA	ESPECIFICACIÓN: DIMENSIONAL, MATERIAL, REFERENCIA TÉCNICA DE SELECCIÓN.
  <b>UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER</b>		
FECHA:	15/01/2024	TÍTULO: SUBSISTEMA DEL HOMBRO
ESCALA:	1:4	AUTOR: ANGIE ECHAVARRIA - LINA LADINO
UNIDADES:	MMGS	
A3		



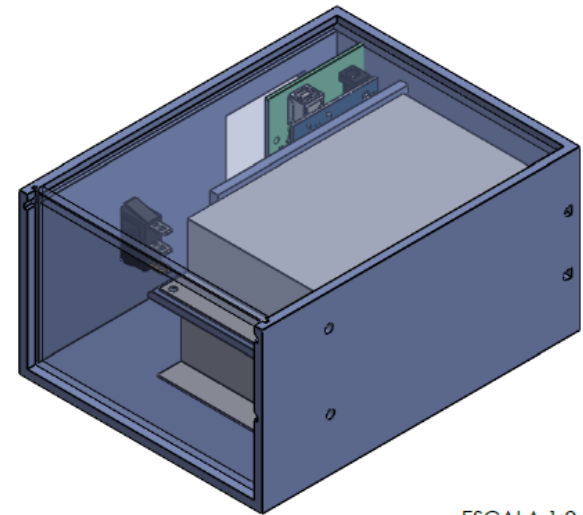
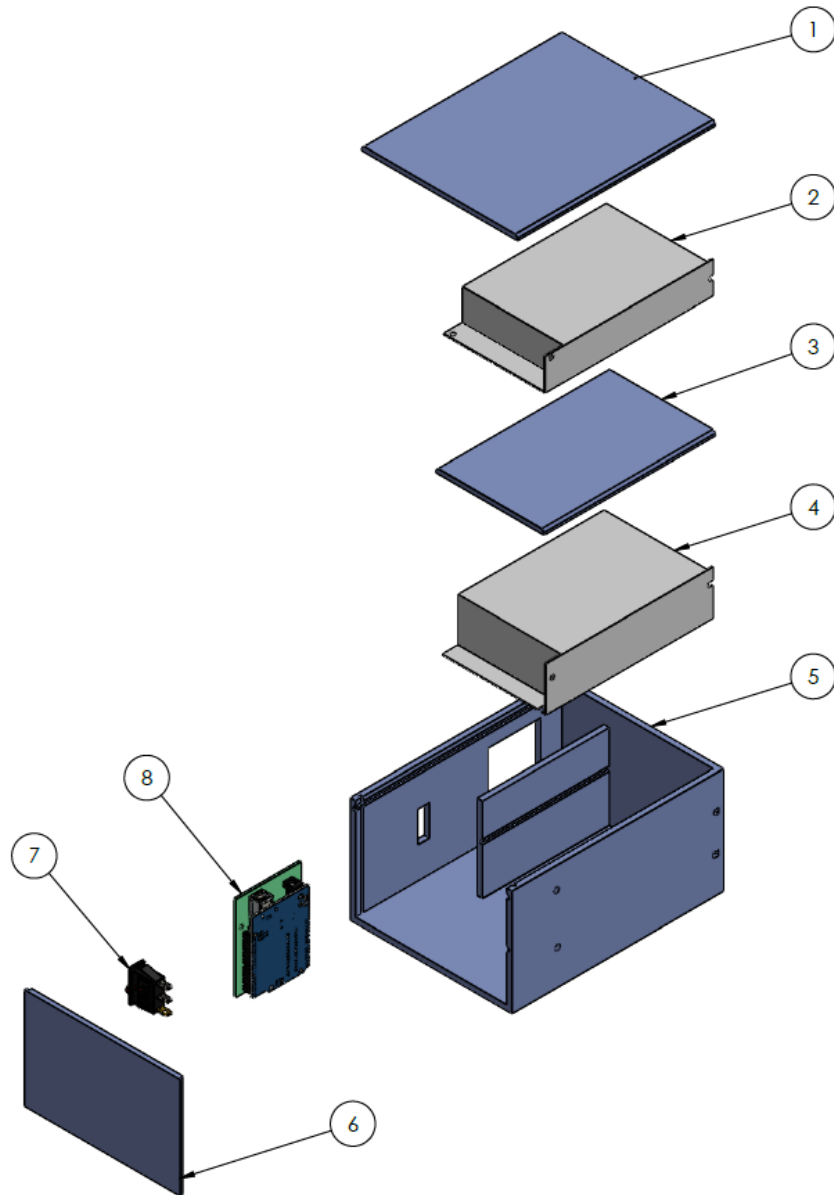
ESCALA 1:2

6	SERVOMOTOR	DIGITAL SERVO [80 KG • CM]
5	BARRA CONDUCIDA 1	ENGRANAJE M1 - 30T
4	BARRA CONDUCTORA	PLA
3	HEBILLA	PLA
2	ACOPLE DEL SERVOMOTOR	PLA
1	BARRA CONDUCIDA 2	PLA
CÓDIGO PIEZA	NOMBRE DE LA PIEZA	ESPECIFICACIÓN: DIMENSIONAL, MATERIAL, REFERENCIA TÉCNICA DE SELECCIÓN.
 		<b>UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER</b>
FECHA: 15/01/2024		TÍTULO: SUBSISTEMA DEL CODO
ESCALA: 1:1		AUTOR: ANGIE ECHAVARRIA - LINA LADINO
UNIDADES: MMGS		
A3		



ESCALA 1:2

6	SERVOMOTOR	DIGITAL SERVO [80 KG * CM]
5	AGARRE ERGONÓMICO	PLA
4	RUEDAS MINI EN V CON RODAMIENTO INTERNO X3	RUE-V-MR105ZZ
3	ACOPLE SERVOMOTOR	ALUMINIO
2	MINI BUJES	PLA
1	ESPÁTULA	PLA
CÓDIGO PIEZA	NOMBRE DE LA PIEZA	ESPECIFICACIÓN: DIMENSIONAL, MATERIAL, REFERENCIA TÉCNICA DE SELECCIÓN.
 		<b>UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER</b>
FECHA: 15/01/2024		TÍTULO: SUBSISTEMA DE LA MUÑECA
ESCALA: 1:2		AUTOR: ANGIE ECHAVARRIA - LINA LADINO
UNIDADES: MMGS		
A3		



ESCALA 1:2

8	PLACA ARDUINO UNO CON PCB	Arduino UNO R3 + cable USB
7	INTERRUPTOR	Interruptor 3 Pines AC 125V 20A
6	PLACA VERTICAL	PLA 150 x 95 x 4 mm
5	BASE	PLA 200 x 150 x 100 mm
4	FUENTE DE VOLTAJE	LM150-20812 12 V - 12.5 A
3	TAPA SEPARADORA	PLA 162 x 100 x 4 mm
2	FUENTE DE VOLTAJE	TPS-1210 12 V - 10 A
1	TAPA HORIZONTAL	PLA 187 x 150 x 4 mm
CÓDIGO PIEZA	NOMBRE DE LA PIEZA	ESPECIFICACIÓN: DIMENSIONAL, MATERIAL, REFERENCIA TÉCNICA DE SELECCIÓN.



**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE  
SANTANDER**

FECHA: 15/01/2024

TÍTULO:

VISTA EXPLOSIONADA CAJA DE CONTROL

ESCALA: 1:3

AUTOR:

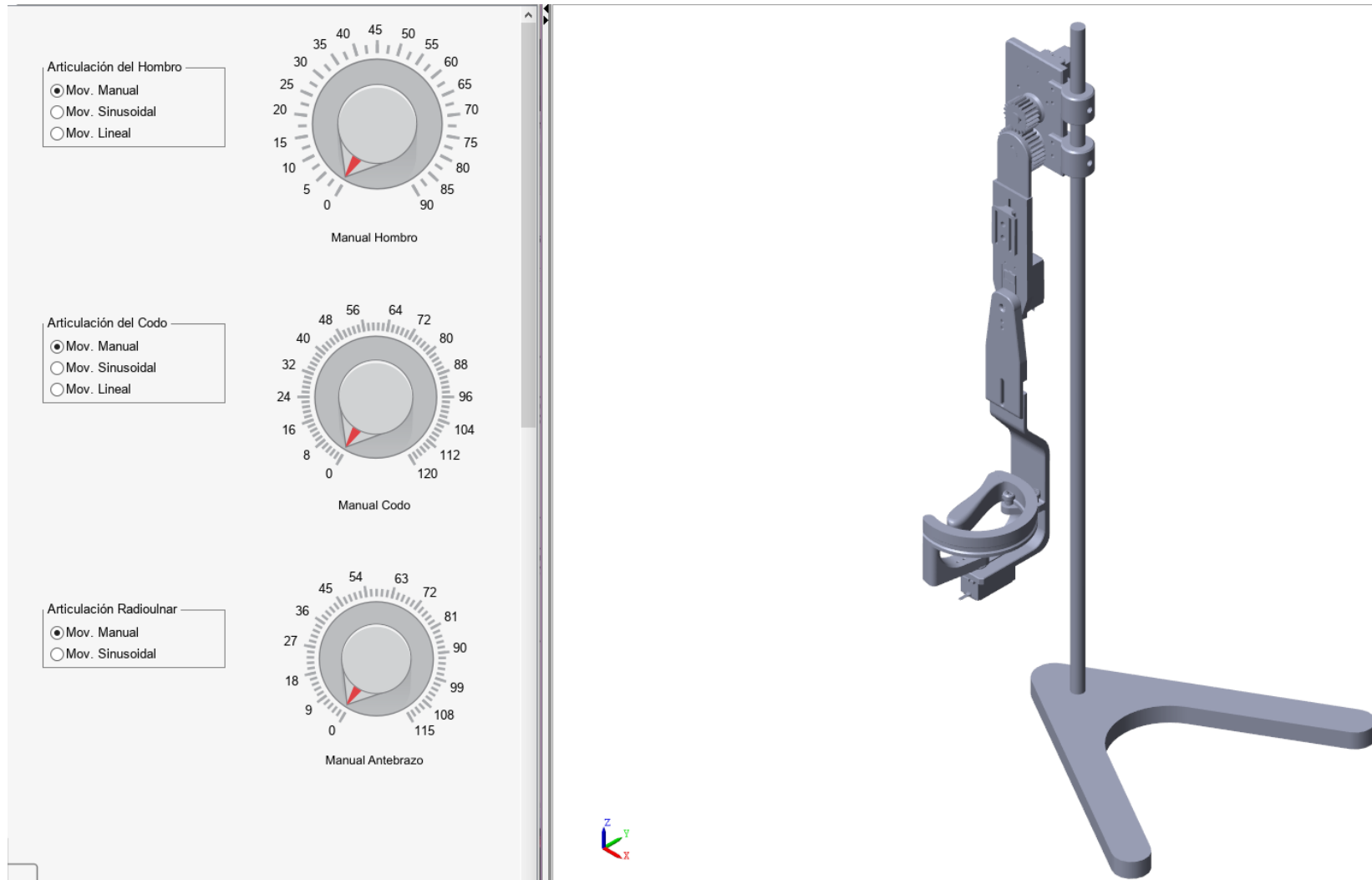
ANGIE ECHAVARRIA - LINA LADINO

UNIDADES: MMGS

A3

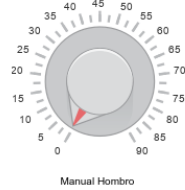


## Dashboard de control



### Diagrama de bloques para control de trayectoria

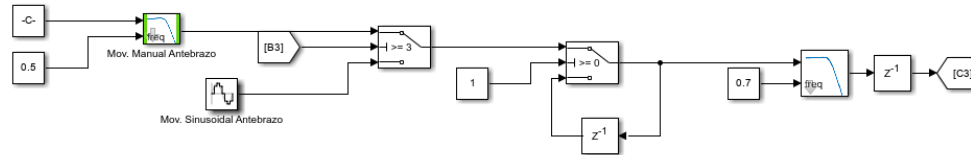
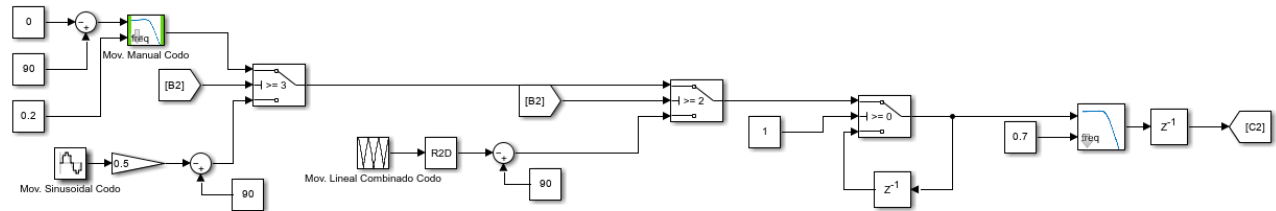
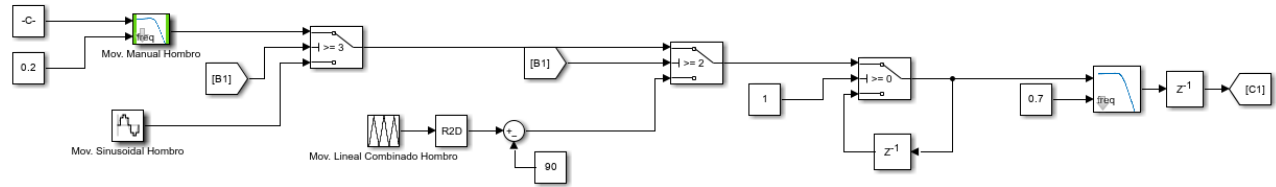
- Articulación del Hombro
- Mov. Manual
  - Mov. Sinusoidal
  - Mov. Lineal



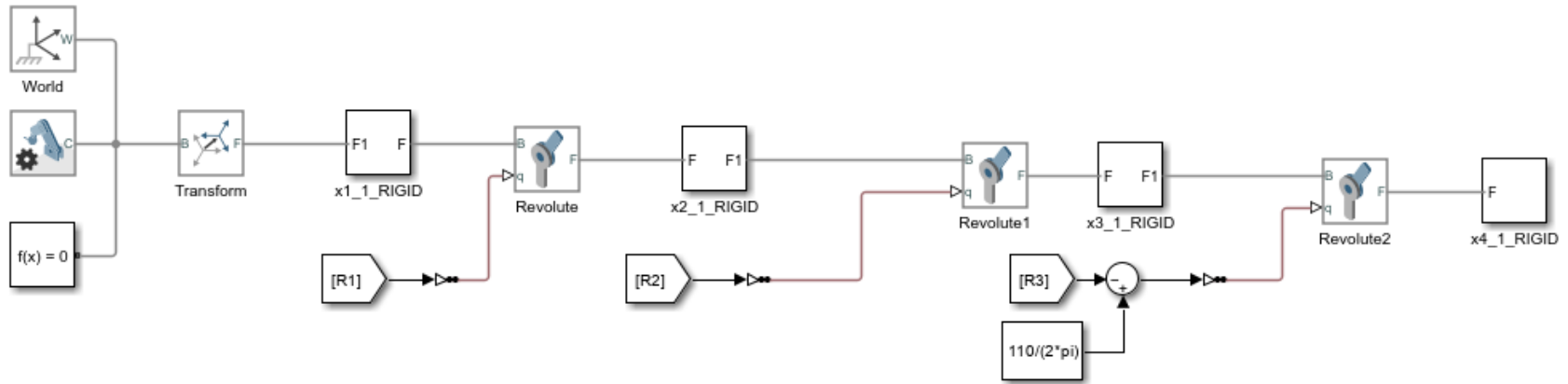
- Articulación del Codo
- Mov. Manual
  - Mov. Sinusoidal
  - Mov. Lineal



- Articulación Radioulnar
- Mov. Manual
  - Mov. Sinusoidal



### Diagrama de bloques gemelo digital



### Diagrama de bloques comunicación serial Arduino UNO – Simulink

