



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

**SEDE QUITO**

**CARRERA DE MECATRÓNICA**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA MÁQUINA PROTOTIPO, PARA  
REHABILITACIÓN DE MUÑECA CON ESGUINCE DE GRADO 1, MEDIANTE EL  
CONTROL DE MOVIMIENTOS ASISTIDOS**

Trabajo de titulación previo a la obtención del

Título de Ingeniero en Mecatrónica

**AUTOR: DIEGO ARMANDO SÁNCHEZ PAREDES**

**TUTOR: BYRON RICARDO ZAPATA CHANCUSIG**

Quito, Ecuador

2022

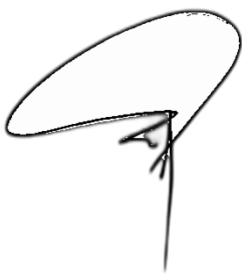
**CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE  
TITULACIÓN**

Yo, Diego Armando Sánchez Paredes con documento de identificación N. 1804729240 manifiesto que:

Soy el autor y responsable del presente trabajo; y, autorizo a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

Quito, 12, de abril del 2022

Atentamente,



---

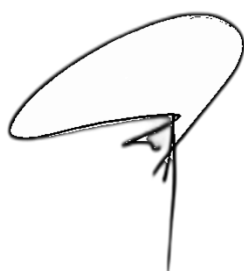
Diego Armando Sánchez Paredes  
1804729240

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

Yo, Diego Armando Sánchez Paredes, con documento de identificación No.- 1804729240, expreso mi voluntad y por medio del presente documento cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autor del Dispositivo Tecnológico: “Diseño y Construcción de una Máquina Prototipo, para Rehabilitación De Muñeca Con Esguince De Grado 1, Mediante El Control De Movimientos Asistidos”, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de Ingeniero en Mecatrónica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia a lo manifestado, suscribo este documento en el momento que hago la entrega del trabajo final en formato digital a la biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana

Quito, 12, de abril del 2022



---

Diego Armando Sánchez Paredes

1804729240

## **CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN**

Yo, Byron Ricardo Zapata Chancusig, con documento de identificación No. 1723724876, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaró que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación, DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA MÁQUINA PROTOTIPO, PARA REHABILITACIÓN DE MUÑECA CON ESGUINCE DE GRADO 1, MEDIANTE EL CONTROL DE MOVIMIENTOS ASISTIDOS, realizado por Diego Armando Sánchez Paredes con documento de identificación N°.1804729240, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción de Dispositivo Tecnológico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 12, de abril del 2022



---

Ing. Byron Ricardo Zapata Chancusig MSc.

1723724876

## **DEDICATORIA**

A mi madre Marlene, y mi hermana María Fernanda, quienes han sido el pilar fundamental en toda mi vida, dándome su amor y su apoyo incondicional en cada momento, para poder superarme y cumplir con mis objetivos.

Son el ejemplo, de que, con esfuerzo, constancia y trabajo honesto, puedo salir adelante.

Diego Sánchez

## **AGRADECIMIENTO**

En primer lugar, a Dios, por darme la vida y permitirme continuar con mis estudios.

A la Universidad Politécnica Salesiana, por haberme acogido durante mi proceso de formación profesional.

A todos mis docentes, quienes me compartieron sus conocimientos para ayudarme a ser un buen profesional.

A mi madre, mi hermana, y mi familia por todos sus consejos su amor y palabras de aliento.

Diego Sánchez

## Índice

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN.....	I
CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA.....	II
CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN.....	III
DEDICATORIA.....	IV
AGRADECIMIENTO.....	V
Índice.....	VI
Índice de Figuras.....	XI
Índice de Tablas.....	XIV
RESUMEN.....	XV
ABSTRACT.....	XVI
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	XVII
PROBLEMA DE ESTUDIO.....	XVII
JUSTIFICACIÓN.....	XVIII
GRUPO OBJETIVO.....	XIX
OBJETIVOS.....	XIX
OBJETIVO GENERAL.....	XIX
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	XIX
CAPÍTULO I.....	1
MARCO TEÓRICO.....	1
1.1    La Muñeca.....	1
1.1.1    ¿Qué es la muñeca?.....	1
1.1.2    Arquitectura de la muñeca.....	1
1.2    Movimientos de la Muñeca.....	2
1.2.1    Movimiento de flexo-extensión.....	3

1.2.2	Movimiento de aducción–abducción .....	4
1.2.3	Movimiento de circunducción.....	5
1.3	Antropometría de la muñeca.....	5
1.3.1	Medidas de la mano y muñeca .....	6
1.4	Lesiones de la muñeca .....	7
1.4.1	Lesiones Tendinosas .....	8
1.4.2	Lesiones Vasculares .....	8
1.4.3	Lesiones Nerviosas.....	8
1.4.4	Fracturas .....	9
1.4.5	Esguinces.....	9
1.5	Métodos de rehabilitación de las lesiones de muñeca .....	9
1.6	Microcontrolador .....	10
1.6.1	Arduino Uno.....	10
1.7	Acelerómetros.....	11
1.7.1	Modulo MPU-6050 .....	11
1.8	Servomotor .....	12
1.8.1	Servomotor Mg 996R.....	13
1.9	Bluetooth .....	13
CAPÍTULO II .....		15
ANÁLISIS Y SELECCIÓN DE ALTERNATIVA DE DISEÑO.....		15
2.1	Alternativas de solución .....	15
2.1.1	Alternativa 1 .....	15
2.1.2	Alternativa 2 .....	15
2.1.3	Alternativa 3.....	16
2.2	Sistema de Calificación .....	16
2.3	Análisis de alternativas .....	17



2.4	Materiales .....	18
2.4.1	ABS .....	18
2.4.2	Tough 2000 .....	18
CAPÍTULO III .....		20
DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN .....		20
3.1	Diseño del prototipo .....	20
3.2	Dispositivo ensamblado.....	22
3.3	Cálculo del Eje.....	22
3.3.1	Reacciones en el eje .....	24
3.3.2	Momento Máximo.....	25
3.3.3	Momento de inercia.....	26
3.3.4	Factor de Seguridad.....	26
3.4	Simulación de las piezas en SolidWorks utilizando una malla solida.....	28
3.4.1	Simulación del eje .....	28
3.4.2	Simulación Pieza 1 .....	30
3.4.3	Simulación Pieza 2 .....	31
3.4.4	Simulación pieza 3 .....	33
3.4.5	Simulación pieza 4 .....	34
3.4.6	Simulación Eje acerado .....	36
3.4.7	Simulación Férula .....	37
3.5	Selección de rodamientos .....	39
3.6	Dimensionamiento de motores .....	39
3.6.1	Motor 1 Movimiento de Flexo Extensión .....	40
3.6.2	Motor 2 aducción–abducción .....	41
3.7	Construcción del rehabilitador.....	45
3.7.1	Impresión 3D.....	45

3.7.2	Ensamble de las piezas .....	46
3.7.3	Pulsera de control .....	47
3.8	Diagrama eléctrico y electrónico .....	48
3.8.1	Pulsera de Control .....	48
3.8.2	Circuito de control de prototipo de rehabilitación. ....	49
3.9	Diagrama de flujo de la pulsera de control.....	50
3.10	Diagrama de flujo del circuito de control del prototipo de rehabilitación.....	52
3.11	Diseño del controlador.....	55
3.11.1	Controlador de movimiento de flexo-extensión.....	55
3.11.2	Controlador movimiento de aducción–abducción.....	58
CAPITULO IV .....		61
ANÁLISIS DE RESULTADOS .....		61
4.1	Resultados movimiento de flexo- extensión.....	61
4.1.1	Prueba con SetPoint constante y sin carga .....	61
4.1.2	Prueba con variación de SetPoint y sin Carga.....	63
4.1.3	Prueba con SetPoint constante y con carga .....	65
4.1.4	Prueba con variación de SetPoint y con carga .....	67
4.2	Resultados movimiento de aducción- abducción. ....	69
4.2.1	Prueba con SetPoint constante y sin carga .....	69
4.2.2	Prueba con variación de SetPoint y sin Carga.....	71
4.2.3	Prueba con SetPoint constante y con carga .....	73
4.2.4	Prueba con variación de SetPoint y con carga .....	75
4.1	Análisis económico.....	77
4.1.1	Construcción mecánica .....	77
4.1.2	Construcción Electrónica .....	77
4.1.3	Mano de obra.....	78

4.1.4	Total, de costos del rehabilitador. ....	78
CAPITULO V .....		80
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....		80
5.1	Conclusiones.....	80
5.2	Recomendaciones .....	81
BIBLIOGRAFÍA.....		82
ANEXOS.....		87
ANEXO I.....		87
CÓDIGO DE ARDUINO PARA LA PULSERA DE CONTROL.....		87
ANEXO II.....		89
CÓDIGOS DE ARDUINO PARA LA CAJA DE CONTROL .....		89
ANEXO III .....		92
PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO.....		92
ANEXO IV .....		94
PLANOS MECÁNICOS .....		94

## Índice de Figuras

<b>Figura 1.</b> Complejo articular de la muñeca [6]. .....	2
<b>Figura 2.</b> Movimientos de la muñeca; Eje transversal Flecha A, Eje antero posterior Flecha B [6]. .....	3
<b>Figura 3.</b> Movimiento de circunducción de la muñeca [6]. .....	3
<b>Figura 4.</b> Movimiento de flexo-extensión de la muñeca [6]. .....	4
<b>Figura 5.</b> Movimiento de abducción-aducción de la muñeca [6]. .....	5
<b>Figura 6.</b> Arduino Uno [17]. .....	11
<b>Figura 7.</b> Mpu-6050[20]. .....	12
<b>Figura 8.</b> Servomotor Mg 996R[23]. .....	13
<b>Figura 9.</b> Modulo bluetooth HC - 05[25]. .....	14
<b>Figura 10.</b> Vista explosionada del prototipo de rehabilitación de muñeca. ....	20
<b>Figura 11.</b> Vista lateral del dispositivo ensamblado .....	22
<b>Figura 12.</b> Eje diseñado para el agarra de la mano. ....	23
<b>Figura 13.</b> Interpretación del eje como viga empotrada. ....	24
<b>Figura 14.</b> Reacciones del eje. ....	25
<b>Figura 15.</b> Momento máximo del eje .....	26
<b>Figura 16.</b> Desplazamientos del eje. ....	29
<b>Figura 17.</b> Factor de seguridad del eje. ....	29
<b>Figura 18.</b> Desplazamientos pieza 1. ....	30
<b>Figura 19.</b> Factor de seguridad piza 1 .....	31
<b>Figura 20.</b> Desplazamientos pieza 2. ....	32
<b>Figura 21.</b> Factor de seguridad pieza 2. ....	32
<b>Figura 22.</b> Desplazamientos pieza 3. ....	33
<b>Figura 23.</b> Factor de seguridad pieza 3. ....	34
<b>Figura 24.</b> Desplazamientos pieza 4. ....	35
<b>Figura 25.</b> Factor de seguridad pieza 4. ....	35
<b>Figura 26.</b> Desplazamientos eje acerado. ....	36
<b>Figura 27</b> Factor de seguridad eje acerado. ....	37
<b>Figura 28.</b> Desplazamientos férula. ....	38
<b>Figura 29.</b> Factor de seguridad férula. ....	38
<b>Figura 30.</b> Vista Superior del dispositivo de rehabilitación. ....	40

<b>Figura 31.</b> Diagrama de cuerpo libre del movimiento de flexo extensión. ....	40
<b>Figura 32.</b> Vista Frontal del dispositivo de rehabilitación. ....	42
<b>Figura 33.</b> Diagrama de cuerpo libre del movimiento de aducción- abducción uno. ....	42
<b>Figura 34.</b> Diagrama de cuerpo libre del movimiento de aducción- abducción dos. ....	43
<b>Figura 35.</b> Simulación impresión en resina. ....	45
<b>Figura 36.</b> Simulación impresión en ABS. ....	46
<b>Figura 37.</b> Vista superior del rehabilitador construido. ....	46
<b>Figura 38.</b> Vista Frontal del rehabilitador construido. ....	47
<b>Figura 39.</b> Vista Lateral del rehabilitador construido. ....	47
<b>Figura 40.</b> Pulsera de control. ....	48
<b>Figura 41.</b> Diagrama electrónico pulsera de control ....	49
<b>Figura 42.</b> Diagrama electrónico caja de control ....	50
<b>Figura 43.</b> Diagrama de flujo pulsera de control. ....	51
<b>Figura 44.</b> Circuito de control del prototipo de rehabilitación. ....	53
<b>Figura 45.</b> Circuito de control del prototipo de rehabilitación. ....	54
<b>Figura 46.</b> Diagrama de bloques del sistema en lazo abierto, movimiento de flexo-extensión. .....	55
<b>Figura 47</b> Identificación del sistema de flexo-extensión. ....	56
<b>Figura 48</b> Diagrama de bloques del control, movimiento de flexo extensión. ....	56
<b>Figura 49.</b> Diagrama de bloques del sistema en lazo abierto, movimiento de aducción– abducción. ....	58
<b>Figura 50.</b> Identificación del sistema de aducción- abducción. ....	59
<b>Figura 51.</b> Diagrama de bloques del control, movimiento de aducción – abducción ....	59
<b>Figura 52.</b> Salida del sistema sin carga, del movimiento de flexo extensión. ....	61
<b>Figura 53.</b> Señal de control sin carga, del movimiento de flexo extensión ....	62
<b>Figura 54.</b> Gráfica del error sin carga del movimiento de flexo extensión. ....	62
<b>Figura 55.</b> Salida del sistema sin carga con SetPoint variable del movimiento de flexo- extensión. ....	63
<b>Figura 56.</b> Señal de control sin carga con SetPoint variable del movimiento de flexo extensión. ....	64
<b>Figura 57.</b> Error sin carga con SetPoint variable del movimiento de flexo-extensión. ....	64
<b>Figura 58.</b> Salida del sistema con carga del movimiento de flexo-extensión. ....	65

<b>Figura 59.</b> Señal de control con carga, del movimiento de flexo-extensión. ....	66
<b>Figura 60.</b> Error con carga del movimiento de flexo-extensión.....	66
<b>Figura 61.</b> Salida del sistema con carga y SetPoint variable del movimiento de flexo- extensión.....	67
<b>Figura 62.</b> Señal de control con carga y SetPoint variable del movimiento de flexo-extensión. .....	68
<b>Figura 63.</b> Error con carga y SetPoint variable, movimiento de flexo-extensión. ....	68
<b>Figura 64.</b> Salida del sistema sin carga, del movimiento de aducción- abducción. ....	69
<b>Figura 65</b> Señal de control sin carga del movimiento de aducción- abducción.....	70
<b>Figura 66.</b> Gráfica del erro sin caga del movimiento de aducción- abducción.....	70
<b>Figura 67.</b> Salida del sistema sin carga con SetPoint variable del movimiento de aducción- abducción. ....	71
<b>Figura 68.</b> Señal de control sin carga con SetPoint variable, del movimiento de aducción- abducción. ....	72
<b>Figura 69.</b> Error sin carga con SetPoint variable del movimiento de aducción- abducción. ..	72
<b>Figura 70.</b> Salida del sistema con carga, del movimiento de aducción- abducción.....	73
<b>Figura 71.</b> Señal de control con carga, del movimiento de aducción- abducción.....	74
<b>Figura 72.</b> Error con carga, del movimiento de aducción- abducción. ....	74
<b>Figura 73.</b> Salida del sistema con carga y SetPoint variable del movimiento de aducción- abducción. ....	75
<b>Figura 74.</b> Señal de control con carga y SetPoint variable del movimiento de aducción- abducción. ....	76
<b>Figura 75.</b> Error con carga y SetPoint variable del movimiento de aducción- abducción.....	76

## Índice de Tablas

Tabla 1. Medidas de la mano en trabajadores administrativos de la Universidad Tecnológica Equinoccial [10].	7
Tabla 2. Tratamiento rehabilitador de muñeca [15].	10
Tabla 3. Características Arduino Uno[19].	11
Tabla 4. Características del módulo Mpu-6050[21].	12
Tabla 5. Características Servomotor Mg 996R[23]	13
Tabla 6. Características de módulo HC-05.	14
Tabla 7. Sistema de clasificación de alternativas.	16
Tabla 8. Análisis de alternativas.	17
Tabla 9. Propiedades del ABS[28].	18
Tabla 10. Propiedades del Tough 2000[29]	19
Tabla 11. Partes del prototipo de rehabilitación de mueca.	21
Tabla 12. Medidas del rehabilitador de muñeca	22
Tabla 13. Características del rodamiento seleccionado.	39
Tabla 14. Constantes $K_p$ , $K_i$ , y $K_d$ , del movimiento de flexo-extensión.	57
Tabla 15. Constantes $K_p$ , $K_i$ , y $K_d$ del movimiento de aducción- abducción.	60
Tabla 16. Resultados prueba 1, movimiento de flexo extensión.	63
Tabla 17. Tabla de resultados prueba 2. movimiento de flexo-extensión.	65
Tabla 18. Tabla de resultados prueba 3. movimiento de flexo-extensión.	67
Tabla 19. Tabla de resultados prueba 4, movimiento de flexo-extensión.	69
Tabla 20. resultados prueba 1 movimiento de flexo extensión.	71
Tabla 21 Tabla de resultados prueba 2. movimiento de aducción- abducción.	73
Tabla 22. Tabla de resultados prueba 3, movimiento de aducción- abducción.	75
Tabla 23. Tabla de resultados prueba 4, movimiento de aducción- abducción.	77
Tabla 24. Costos de los componentes para la construcción mecánica del rehabilitador.	77
Tabla 25. Costos de los componentes para la construcción electrónica.	78
Tabla 26. Costos de mano de obra.	78
Tabla 27 Costo total	79

## RESUMEN

En el presente trabajo de titulación, se encuentra enfocado en el diseño y construcción de una máquina prototipo, que servirá para realizar la rehabilitación de un esguince de muñeca de grado uno, enfocado a personas de la tercera edad.

Para el diseño y construcción del prototipo se parte con el estudio de la fisiología de la muñeca, y los grados de lesiones para establecer las características principales, que debe tener el equipo para permitir una correcta rehabilitación. Con el estudio de la base teórica se proponen 3 alternativas para el diseño del rehabilitador de muñeca.

Por medio del diseño y simulación en SolidWorks de cada una de las partes de la máquina, se obtiene el factor de seguridad que permitirá conocer la viabilidad para la construcción del prototipo, con los materiales seleccionados en el estudio de alternativas.

Para comprobar el funcionamiento de los controladores en el prototipo de rehabilitador, se realizan pruebas de funcionamiento mediante la variación del ángulo para los movimientos de flexo extensión y aducción-abducción, con y sin carga para determinar los errores en estado estable, el tiempo de subida y tiempo establecimiento.

**Palabras claves:** Rehabilitación, Esguince, SolidWorks, PID, Flexo extensión, Aducción-abducción



## **ABSTRACT**

In the present graduation work, we present the design and construction of a prototype machine that serves to perform the rehabilitation of a grade one wrist sprain; this machine focuses on the elderly.

For the design and construction of the prototype, we start with the study of the physiology of the wrist, and the degrees of injuries to establish the main characteristics that the equipment must have to allow a correct rehabilitation. With the study of the theoretical basis, 3 alternatives are proposed for the design of the wrist rehabilitator.

Through the design and simulation in SolidWorks of each of the parts of the machine, the safety factor is obtained that will allow knowing the feasibility for the construction of the prototype, with the materials selected in the study of alternatives.

To verify the operation of the controllers in the rehabilitator prototype, performance tests are carried out by varying the angle for the flexo- extension and adduction-abduction movements, with and without load, to determine the errors in the stable state, the rise time and establishment time.

**Keywords:** Rehabilitation, Sprain, SolidWorks, PID Flexo extension, Adduction-abduction

## PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

### PROBLEMA DE ESTUDIO

Los adultos mayores son las personas más propensas a desarrollar fracturas en su cuerpo debido a su edad, las fracturas son las principales consecuencias de la osteoporosis a largo plazo, comúnmente se producen en tres sitios característicos: la muñeca, las vértebras y la cadera[1].

Los esguinces suelen ser de las lesiones más frecuentes que se llegan a encontrar en la muñeca. Estos fueron clasificados por O'Donoghue en el año de 1973, acorde a su afectación anatómica[2]:

- Esguince de grado I: Se refiere a la elongación del ligamento, sin llegar a una lesión macroscópica [2].
- Esguince de grado II: Se conoce así al desgarro parcial con solución de continuidad que afecta a una parte del ligamento, y a veces a la cápsula articular [2].
- Esguince de grado III: Se denomina de esta manera a la rotura completa de uno o varios ligamentos y, habitualmente, de la cápsula[2].

Cada tipo de esguince antes mencionado tiene un tiempo y una forma de recuperación diferente, por ejemplo:

Para el esguince de grado I habitualmente se han indicado tratamientos funcionales los cuales pueden ser: técnicas de terapia manual, electroterapia, termoterapia y ejercicio física, los cuales ayudarán a acelerar la recuperación y serán acompañado del reposo de la articulación [2].

Para el esguince de grado II se deberá realizar inmovilizaciones rígidas, usando yeso o materiales sintéticos, después de retirar el yeso se completa la recuperación con rehabilitaciones [2].

En el caso de un esguince de grado III se requiere realizar diferentes revisiones, con lo cual se podrá asegurar si necesita o no de una cirugía.[2], En este caso es necesario realizar la inmovilización de la articulación hasta tener un diagnóstico final.

Otro de los problemas que afectan actualmente a nivel mundial en la rehabilitación de este tipo de lesiones es la pandemia, lo cual ha impedido que muchas personas mayores acudan a centros de rehabilitación debido al alto riesgo de contagio y afectación a su salud. Por lo cual muchos centros de rehabilitación han optado en la realización de terapias de forma virtual, consiguiendo buenos resultados. Uno de estos centros es el Laboratorio de Terapia Fisca de la Universidad Técnica de Ambato el cual brinda a personas de diferente edad y con diferentes patologías una rehabilitación de forma virtual [3].

## **JUSTIFICACIÓN**

Teniendo en cuenta que las personas de la tercera edad suelen ser los más propensos a tener lesiones se ha visto en la necesidad de ayudarlos a tener una buena rehabilitación después de sufrir un esguince de muñeca.

El esguince de muñeca más común que sufren las personas adultas es el esguince de grado I el cual es una elongación del ligamento, sin lesión macroscópica. Para este tipo de esguince se necesita tratamientos funcionales para su correcta recuperación.

En el artículo “OUTPATIENT PHYSICAL, OCCUPATIONAL, AND SPEECH THERAPY SYNCHRONOUS TELEMEDICINE” [4]. Escrito por Adam S. Tenford y otros. Se realizó una encuesta a 205 personas de diferentes edades con diferentes patologías que realizaron telerehabilitación durante la pandemia por COVID, esta encuesta permitió medir los resultados de la rehabilitación en esta modalidad los cuales fueron muy favorable teniendo una

conformidad promedio del 86.8% por parte de los pacientes, una de las observaciones realizadas por los pacientes fueron las limitaciones tecnológicas en el ámbito de la telerehabilitación.

Basado en las limitaciones tecnológicas en el área de la telerehabilitación se propone la realización de un prototipo de máquina para la rehabilitación de muñeca con el control de movimientos asistidos. El prototipo a diseñarse pretende ser una herramienta tecnología de fácil manejo y que permita que los adultos mayores reduzcan las visitas a centro de fisioterapia, de esta forma se pretende mejorar los tratamientos en la rehabilitación asistida y reducir la probabilidad de contagios por COVID.

## **GRUPO OBJETIVO**

Este trabajo está orientado a los adultos mayores, puesto que al ser ellos los más propensos a tener fracturas de muñeca debido a su edad y debido a la situación actual del mundo en cuanto es necesario que cuenten con una forma de realizar su rehabilitación sin necesidad de acudir a un centro de fisioterapia, cuidando así su salud e integridad.

## **OBJETIVOS**

### **OBJETIVO GENERAL**

Diseñar y construir una máquina prototipo para rehabilitación de muñeca con esguince de grado 1 mediante el control de movimientos asistidos.

### **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Analizar los tipos de lesiones de muñeca y sus formas de rehabilitación para definir los parámetros de funcionamiento de la máquina prototipo.
- Diseñar la máquina mediante el uso de software CAD para el análisis y estudio previo a la construcción del prototipo.

- Adquirir los datos de los movimientos asistidos mediante el uso de los sensores para el diseño de los controladores que actuarán en la máquina prototipo.
- Construir la máquina prototipo para la rehabilitación de la muñeca con base en los datos adquiridos.
- Desarrollar pruebas de la máquina para evaluar su funcionamiento.

# CAPÍTULO I

## MARCO TEÓRICO

En este capítulo se especifica la fundamentación teórica, la cual permite entender los conceptos básicos, que se necesitan para el desarrollo del trabajo de titulación, dando al lector una breve idea del tema desarrollado.

### 1.1 La Muñeca

#### 1.1.1 ¿Qué es la muñeca?

La muñeca humana es una articulación compleja, la cual está compuesta de diversos huesos, tendones, ligamentos y músculos los cuales permiten estabilizar la muñeca y transmitir fuerza a la mano.

Se define a la muñeca como: “La muñeca es la región que conecta entre el antebrazo y la mano. La cual se encuentra constituida por el complejo articular de unión entre el esqueleto del antebrazo y el de la mano” [5].

Es capaz de ejecutar algunos movimientos, tales como flexión, extensión, abducción y aducción, al igual que permite el paso de los tendones y de diversas estructuras neurovasculares desde el antebrazo hacia la mano, lo cual ayuda a realizar el correcto manejo de esta.

#### 1.1.2 Arquitectura de la muñeca

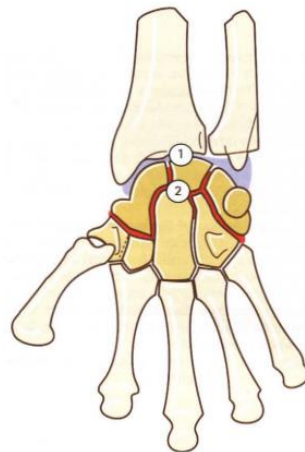
La muñeca humana esta forma por dos diferentes articulaciones:

- La articulación radiocarpiana: Se encuentra localizada entre la porción inferior del radio y los huesos de la fila superior del carpo.

“La articulación radio carpiana es una articulación condílea, la superficie del cóndilo carpiano considerada como un bloque, presenta dos curvas, curva anteroposterior, o sagital y curva transversal”[6].

- La Articulación mediocarpiana: Se encuentra localizada entre la fila superior y la fila inferior del carpo.
- La articulación mediocarpiana, constituye condiloartrosis, para los huesos que se encuentran en la primera fila: escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme, como los huesos de la segunda fila: trapecio, trapezoide, grande y ganchoso.[7].

Figura 1: Muestra las articulaciones de la muñeca, radiocarpiana 1, mediocarpiana 2.

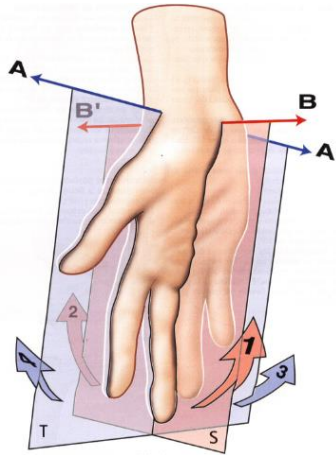


**Figura 1.** Complejo articular de la muñeca [6].

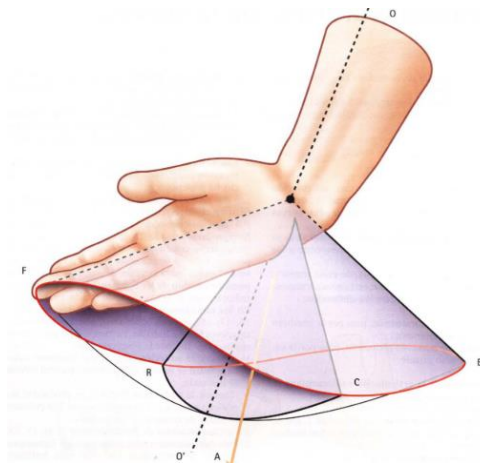
## 1.2 Movimientos de la Muñeca

La muñeca presenta movimientos diferentes, acorde a dos ejes; primero el movimiento de flexo-extensión, que se realiza a través del eje transversal y el movimiento de aducción - abducción en el eje antero posterior. Ver Figura 2.

Además de estos movimientos se tiene un movimiento extra que viene de la unión de los movimientos de flexo-extensión y aducción - abducción, que es denominado como circunducción, el cual puede apreciarse en la Figura 3.



**Figura 2.** Movimientos de la muñeca; Eje transversal Flecha A, Eje antero posterior Flecha B [6].



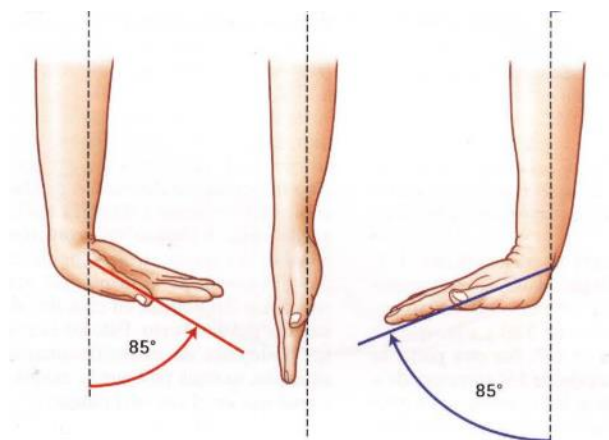
**Figura 3.** Movimiento de circunducción de la muñeca [6].

### 1.2.1 Movimiento de flexo-extensión

Es el que se realiza a través del eje transversal y se trata de la inclinación de la parte inferior de la mano hacia la cara anterior del antebrazo y viceversa [7].



- En el movimiento de flexión puede tener una variación entre 70 y 90 grados, aquí se tienen involucradas las articulaciones intercarpianas en un porcentaje del 60% y la articulación radiocarpiana en un porcentaje del 40% [7].
- En el movimiento de extensión, el dorso de la mano realiza un movimiento con dirección al antebrazo [6]. En este se obtiene un arco de movilidad entre 65 y 85 grados, está principalmente provocado por la articulación radiocarpiana, que lleva cerca del 66% del área y menos a las articulaciones metacarpianas en un 34 % [7].



**Figura 4.** Movimiento de flexo-extensión de la muñeca [6].

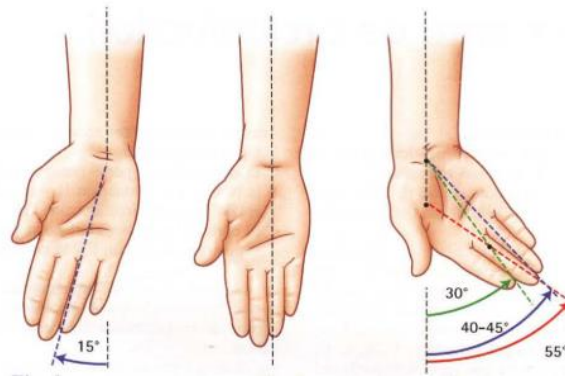
### 1.2.2 Movimiento de aducción–abducción

Este movimiento, se realiza a través del eje ante posterior, en el cual la mano se puede acercar o se puede alejar con respecto al eje del cuerpo [6].

- El movimiento de abducción se refiere a la inclinación radial de la muñeca, este tiene un rango de movimiento que se encuentra entre los 15 y 25 grados cuando la muñeca se encuentra en supinación, aunque generalmente se encuentra entre 20 y 60 grados[7]. La abducción inicia en la segunda fila del sistema óseo carpiano que realiza una movimiento hacia el radio, mientras que la primera fila realiza un movimiento hacia cubital, además de flexionarse, en este movimiento el escafoides y el semilunar se

mueven medialmente, este último llegando a juntarse con el ligamento triangular interno[7].

- El movimiento de aducción, hace referencia a la inclinación cubital de la muñeca, este da inicio en la segunda fila realiza un movimiento hacia cubital, mientras que la primera realiza un movimiento hacia radial, generando movimientos opuestos a la abducción en las dos filas del hueso carpiano.



**Figura 5.** Movimiento de abducción-aducción de la muñeca [6].

### **1.2.3 Movimiento de circunducción**

La circunducción resulta de la combinación de los dos movimientos anteriores de la muñeca, el movimiento de flexo-extensión con el de aducción-abducción [6].

Este es un movimiento el cual se realiza de manera conjunta, con relación a los ejes en los que se mueve la muñeca. “Al momento en el que el movimiento de circunducción alcanza su máxima extensión, el eje de la mano describe una superficie cónica en el espacio, que se le denomina cono de circunducción” [6].

### **1.3 Antropometría de la muñeca**

Se describe como antropometría, al estudio de las características físicas del hombre, es decir las medidas del cuerpo humano [8].

Es la disciplina que describe las disimilitudes cuantitativas de las medidas de una persona y estudia las medidas teniendo como un antecedente las estructuras anatómicas del cuerpo humano [9].

Estas medidas son de suma importancia al momento de construir el rehabilitador, puesto que se debe tener datos antropométricos del cuerpo, referenciales para realizar el diseño.

### **1.3.1 Medidas de la mano y muñeca**

Las medidas de la mano, son de gran relevancia al momento de diseñar el dispositivo de rehabilitación de muñeca, con el cual se puede elegir los diferentes componentes a utilizarse en el diseño del dispositivo, hay que tomar en cuenta que estas medidas son diferentes para cada persona, por lo cual se deben considerar medidas estándar.

En la Tabla 1 se presenta una referencia de las medidas antropométrías de la mano y la muñeca basado en la tesis de la Dra. Sandra Magdalena Andrade Ayala, en la cual se obtuvieron los datos del personal administrativo pertenecientes la universidad Tecnológica Equinoccial del Ecuador[10].

**Tabla 1.** Medidas de la mano en trabajadores administrativos de la Universidad Tecnológica Equinoccial [10].

DIMENSIÓN	LADO	HOMBRES			MUJERES		
		Promedio [cm]	Valor Máximo [cm]	Valor Mínimo [cm]	Promedio [cm]	Valor máximo [cm]	Valor Mínimo [cm]
Longitud de la mano	Derecha	18.16	22	15.5	16.71	18	15
	Izquierda	18.12	20.	15.8	16.66	18.1	14.8
Longitud de la palma	Derecha	10.53	11.7	8.7	9.51	10.6	7.7
	Izquierda	10.47	11.9	8.9	9.49	10.5	7.6
Ancho de la mano	Derecha	9.60	11.8	6.3	8.31	10.1	6.3
	Izquierda	9.62	11.4	6.6	8.32	10.3	6.5
Ancho de la palma	Derecha	8.70	10.7	7.3	8.06	10.1	6.8
	Izquierda	8.71	11	7.2	7.92	9.7	6.7
Perímetro de la mano	Derecha	21.07	24	16.3	18.62	21	16
	Izquierda	20.78	24	16.5	18.31	20.5	15.8
Perímetro de la muñeca	Derecha	17.16	20	14.5	15.75	18.5	13.5
	Izquierda	16.99	19.6	14.2	15.70	18.3	15.7

#### 1.4 Lesiones de la muñeca

Existen diversas lesiones que pueden afectar a la muñeca de las personas y en especial a las personas de avanzada edad, dichas lesiones son las principales consecuencias de la osteoporosis a largo plazo, y la muñeca es uno de los sitios más característico de estas[1].

Entre las lesiones más comunes se tiene las siguientes:

- Lesiones tendinosas

- Lesiones Vasculares
- Lesiones Nerviosas
- Fracturas
- Esguinces

#### **1.4.1 Lesiones Tendinosas**

Este tipo de lesiones generalmente están asociadas con los deportistas, que emplean raquetas, bates, palos, entre otros, estos pueden ser; tenistas, beisbolistas, golfistas, entre otros. Las lesiones tendinosas, “Supone un estrés crónico desencadenante de un proceso inflamatorio que desencadena un proceso degenerativo y finalmente la rotura de la polea y la luxación del extensor carpíulnaris” [11].

#### **1.4.2 Lesiones Vasculares**

Estas lesiones están asociadas con actividades de deporte en los que la mano entra en contacto directo con las pelotas o con algún tipo de protección, como voleibol, basquetbol o futbol americano, en este caso la persona es propensa a presentar lesiones vasculares, nerviosas y osteoarticulares [11].

#### **1.4.3 Lesiones Nerviosas**

Este tipo de lesiones, se desencadenan debido a una postura de las manos en el manillar, un claro ejemplo de esto son los ciclistas, los cuales presentan dos tipos de neuropatías concretas conocidas como, síndrome del canal de Guyon y el síndrome del túnel carpiano [11].

#### **1.4.4 Fracturas**

Una fractura se puede definir como una alteración en la continuidad del hueso o cartílago.[12].

Las fracturas en las cuales se ve involucrado el hueso del radio o a su vez implican la fracturan el cubito, son consideradas fracturas de muñeca [13].

Estas fracturas suelen ser producto de caídas sobre la mano extendida, la muñeca fractura tiende a tener dolor, estar hinchada y ser sensible al tacto, en ocasiones puede volverse rígida.

#### **1.4.5 Esguinces**

Son de las lesiones más frecuentes que se encuentran en la muñeca, estas lesiones afectan especialmente a las personas de le tercera edad, puesto que sus huesos al pasar de los años llegan a debilitarse lo que los vuelve más propensos a lesionarse. “Se conoce al esguince, como una torcedura articular traumática que origina una distensión o una rotura completa de conectivos estabilizadores” [14].

Estos esguinces afectan en especial al tejido ligamentoso al igual que al capsular; aunque, los tendones también tienden a llegar a ser afectados de manera secundaria.

### **1.5 Métodos de rehabilitación de las lesiones de muñeca**

La forma de rehabilitación de muñeca dependerá del tipo de lesión que padezca la persona.

Los propósitos principales de la rehabilitación se basan en controlar la inflamación, al igual que restaurar e incrementar la fuerza y la flexibilidad, tanto las fracturas como para lesiones del tejido blando son los mismos [15].

En la Tabla 2 se presentan los tipos de tratamientos de rehabilitación de muñeca acorde la etapa en la que se encuentre.

**Tabla 2.** Tratamiento rehabilitador de muñeca [15].

<b>Tratamientos de rehabilitación de muñeca.</b>	
<b>Fase</b>	<b>Tratamientos</b>
Aguda	<ul style="list-style-type: none"> <li>○ Reposo/ inmovilización</li> <li>○ Hielo (inmersión o bolsas)</li> <li>○ Antinflamatorios orales</li> </ul>
Inflamación estabilizada	<ul style="list-style-type: none"> <li>○ Técnicas criocinéticas</li> <li>○ Flexibilidad activa/activa asistida</li> <li>○ Amplitud de movimiento activa</li> </ul>
Amplitud de movimiento indolora	<ul style="list-style-type: none"> <li>○ Baños tibios a presión</li> <li>○ Ultrasonidos</li> <li>○ Flexibilidad activa/activa asistida</li> <li>○ Ejercicio de flexión, extensión, supinación, pronación y desviación con resistencia progresiva</li> </ul>
Fuerza y amplitud de movimiento cercanas al nivel normal.	<ul style="list-style-type: none"> <li>○ Baños tibios a presión</li> <li>○ Flexibilidad activa/activa asistida</li> <li>○ Ejercicios de resistencia progresiva</li> <li>○ Ejercicios específicos al deporte</li> </ul>

## 1.6 Microcontrolador

Es un dispositivo electrónico, programable, el cual puede cumplir diferentes funciones acordes a las necesidades del usuario, estos dispositivos son de gran ayuda al momento de realizar el control de diferentes procesos, puesto que son de fácil manejo para el usuario [16].

### 1.6.1 Arduino Uno

En el caso de este trabajo se utilizará un microcontrolador Arduino, el cual será usado para realizar todo el proceso de control. La Figura 6 muestra la apariencia física de la placa y sus componentes.



**Figura 6.** Arduino Uno [17].

El Arduino uno es un tipo de microcontrolador, de los más usados y más simples de programar, puesto que su interface es muy amigable con el usuario. Se lo puede definir como una plataforma electrónica Open Source, compuesta de hardware y software que nos sirve para programar [18]. En la Tabla 3 se encuentran las algunas características principales del Arduino Uno.

**Tabla 3.** Características Arduino Uno[19].

<b>Microcontrolador</b>	<b>Pines Digitales</b>	<b>Entradas Analógicas</b>	<b>Velocidad</b>	<b>Lenguaje de Programación</b>
ATmega328	14	6	16MHz	C++

## 1.7 Acelerómetros

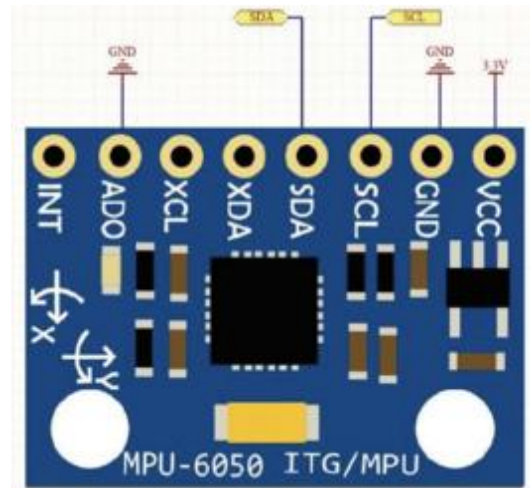
Se puede definir a un acelerómetro como, un dispositivo electrónico, el cual permite medir la aceleración lo que permite medir la orientación del dispositivo en el que se esté aplicando.

### 1.7.1 Modulo MPU-6050

El módulo MPU-6050, que se representa en la Figura 7, es un dispositivo que combina un acelerómetro y un giroscopio, con el que se puede medir lo grados en el cual se encuentra el dispositivo, en el que se encuentra integrado el módulo, este dispositivo cuenta con 6 grados de



libertad. El tipo de comunicación que utiliza el módulo MPU es una comunicación I2C, lo que lo hace una excelente opción para trabajar con una tarjeta Arduino Uno.



**Figura 7.** Mpu-6050[20].

En la Tabla 4 están descritas las principales características del módulo Mpu-6050.

**Tabla 4.** Características del módulo Mpu-6050[21]

<b>Procesador Interno</b>	<b>Corriente de funcionamiento normal</b>	<b>Tipo de comunicación</b>
DMP (Digital Motion Processor)	500 $\mu$ A	I2C

## 1.8 Servomotor

Un servomotor es un motor eléctrico el cual puede ser controlado tanto en su velocidad como en su posición mediante el uso de microcontroladores, los servomotores tienen la facultad de colocarse en diferentes posiciones dentro de su rango de funcionamiento [22].

### 1.8.1 Servomotor Mg 996R

El servomotor Mg 996R, que se representa en la Figura 8, es un servo motor digital con alto torque, el cual cuenta con engranajes de metal, que permite la correcta transmisión de movimiento.



Figura 8. Servomotor Mg 996R[23].

La Tabla 5 se muestra las principales características del servomotor Mg 996R.

Tabla 5. Características Servomotor Mg 996R[23]

<b>Torque</b>	<b>Rango de Giro</b>	<b>Voltaje de Operación</b>	<b>Angulo de giro mínimo</b>
9.4 <i>kgf · cm</i> con 4.8 V, 11 <i>kgf · cm</i> con 6 V	Entre 0 y 180 grados aproximadamente	4.8V a 7.2 V	1 grado.

### 1.9 Bluetooth

El Bluetooth, es un dispositivo electrónico que permite la comunicación de manera inalámbrica de corto alcance entre dispositivos que emplean este tipo de comunicación[24].

Uno de los dispositivos bluetooth más empleados en el desarrollo de prototipos es el HC-05 el cual se muestra en la Figura 9.



**Figura 9.** Modulo bluetooth HC - 05[25].

El módulo HC-05 es un dispositivo bluetooth, el cual consta de dos formas en su funcionamiento, como maestro y esclavo [26]. Como maestro permite controlar otro dispositivo bluetooth, enviando información a otro dispositivo conocido como esclavo. El esclavo es una forma de funcionamiento del HC-05 en la cual este dispositivo es controlado por uno llamado maestro, en este caso el dispositivo que será conocido como esclavo, cumplirá todas las órdenes que reciba desde el módulo maestro. La comunicación entre dispositivos bluetooth, se establece como punto a punto, esto quiere decir que no se va a ser interrumpida por otro bluetooth, la información que se envíe del maestro, será recibida por el esclavo y viceversa. La Tabla 6 se muestra las principales características del módulo HC-05.

**Tabla 6.** Características de módulo HC-05.

<b>Sensibilidad Típica</b>	<b>Potencia de transmisión RF</b>	<b>Voltaje de Operación</b>
-80dBm	+4DBm	3.3V a 5v

## **CAPÍTULO II**

### **ANÁLISIS Y SELECCIÓN DE ALTERNATIVA DE DISEÑO**

En este capítulo, se analizan las alternativas posibles que darán solución a la problemática de estudio, mediante el uso de diferentes estudios para seleccionar la alternativa con mejor viabilidad.

#### **2.1 Alternativas de solución**

##### **2.1.1 Alternativa 1**

En esta alternativa se tiene el diseño con un sistema de servomotores los cuales intervendrán para realizar los movimientos de la muñeca.

En este caso se tiene una férula que sirve para el soporte del brazo, la cual será fabricada con impresión 3D en PLA y una caja donde se integrará todo el circuito de control la cual será fabricada con acero inoxidable en su totalidad.

Esta alternativa satisface a la mayoría necesidades planteadas para el rehabilitador, pero se puede generar una inestabilidad en el mango del rehabilitador, puesto que al estar hecho por 2 piezas diferentes necesita una sujeción para evitar que se llegue a romper.

##### **2.1.2 Alternativa 2**

En esta alternativa el rehabilitador cuenta con los dos movimientos para la rehabilitación de la muñeca, diseñada con un sistema basado en servomotores.

Cuenta con una férula que sirve para el soporte del brazo, y se coloca un soporte, para que el brazo se encuentre al mismo nivel de la férula y el soporte será fabricada con impresión 3D en ABS. y una caja donde se integrará todo el circuito de control, la fabricación de esta caja se realizará con MDF de 6 milímetros.

### 2.1.3 Alternativa 3

En esta alternativa el rehabilitador cuenta con los dos movimientos para la rehabilitación de la muñeca realizados de una forma correcta y adecuada, además de estar diseñada con un sistema basado en servomotores.

Cuenta con una férula que sirve para el soporte del brazo, la cual está colocada sobre 2 soportes los cuales pueden ser ajustados en su altura, acorde la necesidad del paciente. Para la mano se usará un eje el cual será colocado sobre una base, con lo que se asegura el movimiento, todo el rehabilitador será fabricado con impresión 3D, usando ABS y resina Tough 2000 que tienen propiedades similares. También contará con una pequeña caja de MDF donde estará ubicado todo el sistema electrónico del rehabilitador.

## 2.2 Sistema de Calificación

En la Tabla 7, se aprecia los parámetros para la calificación de los criterios obtenidos, para determinar la alternativa con mayor viabilidad la cual será implementada.

**Tabla 7.** Sistema de clasificación de alternativas.

Valorización de Criterios	EQUIVALENCIA DE INDICADORES		
	1-3	4-7	8-10
Costo de Implementación	Costoso	Normal	Económica
Implementación	Difícil	Normal	Fácil
Operación	Difícil	Normal	Fácil
Tamaño	Grande	Mediano	Pequeño
Confiabilidad	Mala	Regular	Buena
Realiza los 2 movimientos	Mala	Regular	Buena

### 2.3 Análisis de alternativas

En la Tabla 8, se muestra la calificación de las alternativas de diseño del rehabilitador, usando parámetros de 1 a 10 donde 1 es el valor más bajo de calificación y el 10 el más alto. Se realiza esta clasificación para cada uno de los criterios.

**Tabla 8.** Análisis de alternativas.

ÍTEM	CRITERIO	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	REAL
		Calificación	Calificación	Calificación	
1	Costo de Implementación	5	7	8	10
2	Implementación	4	8	9	10
3	Operación	7	8	10	10
4	Tamaño	6	7	9	10
5	Confiabilidad	7	7	9	10
6	Realiza los 2 movimientos	7	7	10	10
<b>Sumatorio</b>		36	44	55	60
<b>Índice Porcentual</b>		0.60	0.73	0.92	1
<b>Orden de selección</b>		60%	73%	<b>92%</b>	100%

Con base a los resultados obtenidos al analizar las alternativas, se observa que la mejor opción es la alternativa número tres, con una calificación de 92%, por arriba de la solución más próxima por un 19%, con esta alternativa se tiene un costo de implementación económico, el rehabilitador es de fácil operación e implementación y su peso es reducido, por lo cual puede ser transportable además de ser la opción que realiza los 2 movimientos de manera correcta y adecuada para la rehabilitación.

## 2.4 Materiales

Los materiales usados en la construcción del dispositivo de rehabilitación de muñeca, tiene diversas características entre ellas, que son ligeros y poseen propiedades mecánicas relevantes, en este caso se detallarán a continuación los materiales que se utilizan para la construcción del proyecto.

### 2.4.1 ABS

El ABS es uno de los materiales más utilizados al momento de realizar una impresión en 3D, puesto que es un plástico muy resistente a los golpes, y al calor, sus propiedades mecánicas lo hacen una de las mejores opciones para obtener piezas de buena calidad y con un acabado muy bueno al momento de imprimir en 3D.

Posee una gran dureza y resistencia a impactos [27]. Estas características hacen que el ABS sea un material empleado en gran cantidad de objetos. Las principales características del ABS se presentan en la Tabla 9.

**Tabla 9.** Propiedades del ABS[28].

<b>PROPIEDADES</b>	
Descomposición térmica	>280 °C
Punto/intervalo de fusión	225-245 °C
Densidad	1,10 g/cm <sup>3</sup>
Temperaturas de impresión	Por encima de 260
Resistencia a la flexión	70,5 MPa

### 2.4.2 Tough 2000

Es el material cuyas propiedades lo hacen el más fuerte y rígido de la familia de resinas funcionales Tough. Es una gran opción para fabricar piezas con gran resistencia y robustas que

no se deformen de manera sencilla [29]. Las principales características del Tough 2000 se presentan en la Tabla 10.

**Tabla 10.** Propiedades del Tough 2000[29]

	<b>No poscurada</b>	<b>Poscurada</b>
<b>Propiedades mecánicas</b>		
Resistencia a la rotura por tracción	29 MPa	46 MPa
Módulo de tracción	1,2 GPa	2,2 GPa
Alargamiento de rotura	74 %	48 %
<b>Propiedades de flexión</b>		
Resistencia a la flexión	17 MPa	65 MPa
Módulo de flexión	0,45 GPa	1,9 GPa
<b>Propiedades de impacto</b>		
Resiliencia IZOD	79 J/m	40 J/m 715
Resiliencia IZOD no entallada	208 J/m	715 J/m
<b>Propiedades térmicas</b>		
Temperatura de flexión bajo carga a 1,8 MPa	42 °C	53 °C
Temperatura de flexión bajo carga a 0,45 MPa	48 °C	63 °C
Coeficiente de expansión térmica	107 $\mu\text{m}/\text{m}/^\circ\text{C}$	91 $\mu\text{m}/\text{m}/^\circ\text{C}$



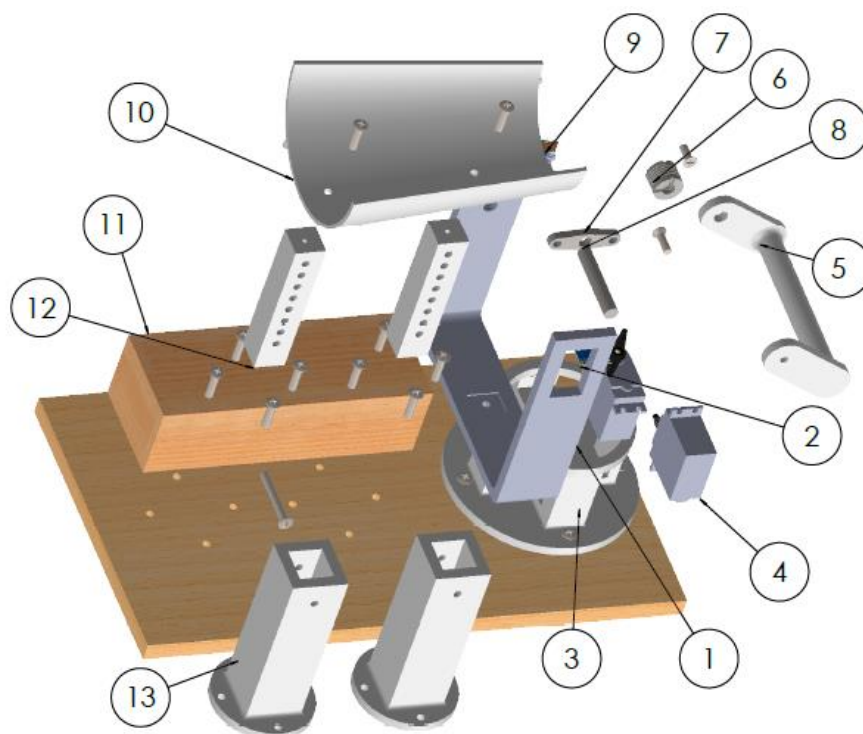
## CAPÍTULO III

### DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN

En el presente capítulo, se presenta el diseño y la construcción de la máquina prototipo para rehabilitación de muñeca, consta del diseño mecánico y electrónico de la misma, al igual que los cálculos necesarios para su correcto funcionamiento.

#### 3.1 Diseño del prototipo

Una vez analizadas las propuestas de los diseños de construcción del prototipo y siendo la tercera opción la seleccionada para su construcción, Se diseña cada parte del dispositivo mediante el uso en el software de diseño SolidWorks, que cuenta con una serie de opciones que permiten verificar el funcionamiento que tendrá el prototipo una vez que este sea implementado de manera física. En la Figura 10 se muestra una vista explosionada del prototipo, donde se pueden apreciar todas sus partes.



**Figura 10.** Vista explosionada del prototipo de rehabilitación de muñeca.

En la Tabla 11 se describe cada uno de los componentes del dispositivo de rehabilitación de muñeca, como su respectiva función.

**Tabla 11.** Partes del prototipo de rehabilitación de muñeca.

<b>Numero</b>	<b>Parte</b>	<b>Detalle</b>
<b>1</b>	Soporte eje	Permite asegurar el motor que realiza el movimiento de flexo-extensión.
<b>2</b>	MPU-6050	Acelerómetro y giroscopio que intervienen en el control del dispositivo.
<b>3</b>	Base del motor	Permite asegurar el motor que realiza el movimiento de aducción–abducción.
<b>4</b>	Servomotores	Sistema de movimiento del rehabilitador.
<b>5</b>	Eje	Pieza donde se coloca la mano.
<b>6</b>	Acople	Sirve para transmitir el movimiento del eje acerado al potenciómetro.
<b>7</b>	Chumaceras	Sirve como ayuda en la rotación del eje acerado.
<b>8</b>	Eje acerado	Sirve para la transmisión del movimiento.
<b>9</b>	Potenciómetro	Sirven para mostrar los grados de movimiento en el eje Z.
<b>10</b>	Férula	Sirve como soporte para el brazo del paciente.
<b>11</b>	Caja de Control	Contiene los elementos eléctricos y electrónica ara el control del dispositivo.
<b>12</b>	Soporte 1 férula	2 soportes en los cuales la férula estará fija.
<b>13</b>	Soporte 2 férula	En esta base los soportes de la férula podrán moverse para elevar o bajar la férula, acorde las necesidades del paciente.

Además de los componentes descritos en la Tabla 11, se usarán tuercas de diferentes medidas, las cuales ayudarán a fijar el dispositivo la basa y la fijación de cada una de sus partes.

### 3.2 Dispositivo ensamblado

Una vez diseñadas todas las partes, se procede a realizar el ensamble de la máquina, con lo cual se puede establecer las medidas finales del dispositivo que se muestran en la Tabla 12, obtenidas de SolidWorks

Tabla 12. Medidas del rehabilitador de muñeca

Medida	Unidad en (cm)
Largo	35
Ancho	20
Alto	20.45

En la Figura 11, se puede apreciar la vista lateral del rehabilitador, la cual permite observar de manera breve el dispositivo ensamblado.

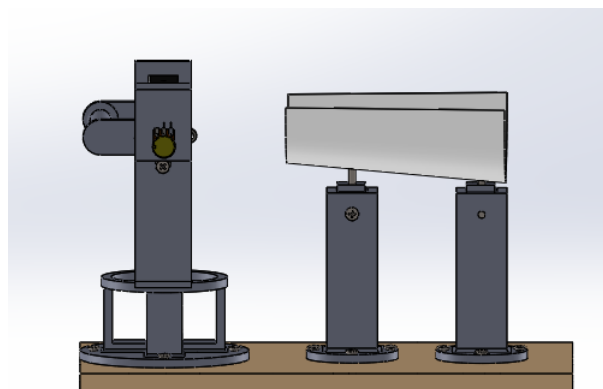


Figura 11. Vista lateral del dispositivo ensamblado

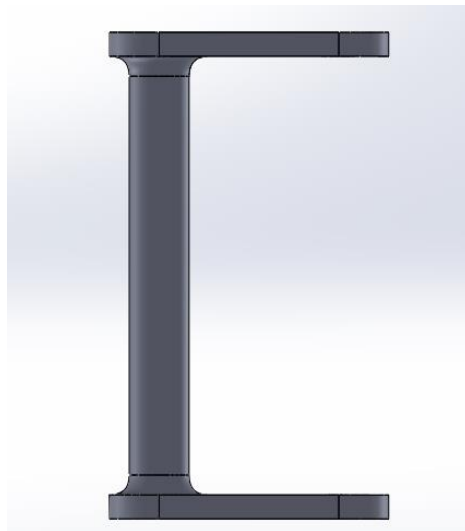
### 3.3 Cálculo del Eje

Para el cálculo del eje como primer punto se debe definir las cargas que serán usadas para el diseño. Se selecciona el peso de la mano de la persona para la movilidad del eje, El peso de la

mano está definido como el 0.6% del peso de la persona [30], una persona promedio pesa alrededor de 70kg [31], por lo cual se tendrá un peso de la mano de 0.46Kg.

Para determinar la medida del agarre de la mano se toma como base, los datos de la tesis de Nicolás Cubillos Mariángel y Oscar Medina Silva donde realizaron un estudio antropométrico del cuerpo humano. En este trabajo se menciona que para tareas de precisión se necesitan de una buena precisión un mango se encuentre entre los 8mm y los 16mm de diámetro [32].

Como la rehabilitación es una tarea de precisión, se opta por diseñar un mango de 15mm de diámetro.



**Figura 12.** Eje diseñado para el agarra de la mano.

Para la obtención de la fuerza total que se ejerce en el eje de agarre se tiene:

$$P_1 = W_m \cdot g \quad (1)$$

$$P_1 = 0.46 \cdot 9.8 \quad (2)$$

$$P_1 = 4.5[N] \quad (3)$$

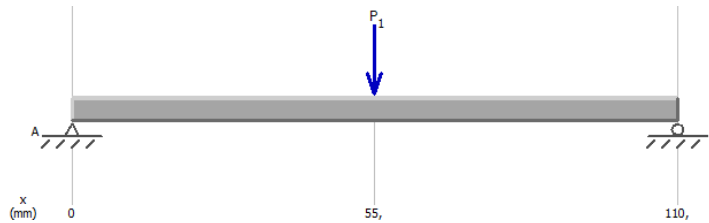
Donde:

- $W_m$ : Peso de la mano en [Kg].

- $g$ : Gravedad en metros sobre segundos al cuadrado  $[\frac{m}{s^2}]$ .

### 3.3.1 Reacciones en el eje

El eje será diseñado con soportes en sus extremos como se muestra en la Figura 13



**Figura 13.** Interpretación del eje como viga empotrada.

Las reacciones en los extremos se calculan a partir de la carga puntual en la mitad de la viga en torno al plano xz.

$$\Sigma MA = 0 \quad (4)$$

$$-P_1 \cdot p + R_{bz} \cdot 110 = 0 \quad (5)$$

$$-4.5 \cdot 55 + R_{bz} \cdot 110 = 0 \quad (6)$$

$$R_{bz} = 247.5/110 \quad (7)$$

$$R_{bz} = 2.25[N] \quad (8)$$

Donde:

- $\Sigma MA$ : Sumatoria de momentos en A.
- $P_1$ : Fuerza que se ejerce sobre el eje en medida Newton [N].
- $p$ : punto de aplicación de la fuerza en medido en milímetros [mm].
- $R_{bz}$ : Reacción b entorno al eje z en medida en Newton [N].

$$\Sigma F = 0 \quad (9)$$

$$R_{az} + R_{bz} - P_1 = 0 \quad (10)$$

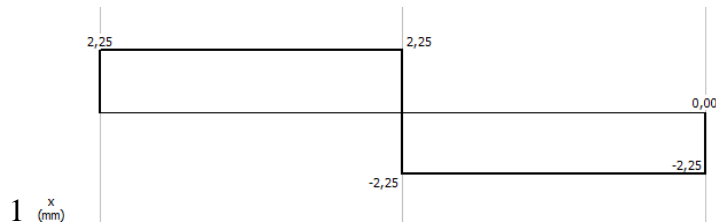
$$R_{az} = 4.5 - 2.25 \quad (11)$$

$$R_{az} = 2.25[N] \quad (12)$$

Donde:

- $\Sigma F$ : Sumatoria de fuerzas.
- $R_{az}$ : Reacción a entorno al eje z medido en Newton [N].

En la Figura 14 se observa la comprobación de los resultados mediante la ayuda del Software MdSolid.



**Figura 14.** Reacciones del eje.

### 3.3.2 Momento Máximo

Se debe calcular el momento máximo en el eje, al estar empotrada en sus extremos y con una sola carga puntual en el centro.

$$M_{max} = \frac{P_1 \cdot l}{4} \quad (13)$$

$$M_{max} = \frac{4.5 \cdot 110}{4} \quad (14)$$

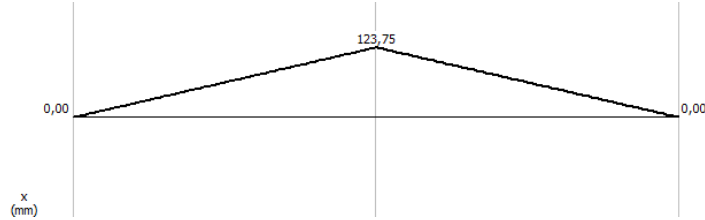
$$M_{max} = 123.75$$

$$M_{max} = 0.12375[Nm] \quad (15)$$

Donde:

- $M_{max}$ : Momento máximo medido en [Nm].
- $l$ : Longitud del eje medido en milímetros [mm].

Mediante la ayuda del Software MdSolid se comprueban los resultados del momento máximo del eje, como se puede observar en la Figura 15.



**Figura 15.** Momento máximo del eje

### 3.3.3 Momento de inercia

Para obtener el momento de inercia en el eje, se tiene la ecuación (17) .

$$i = \frac{1}{4} \cdot \pi \cdot r^4 \quad (17)$$

$$i = \frac{1}{4} \cdot \pi \cdot r^4 \quad (18)$$

$$i = \frac{1}{4} \cdot \pi \cdot (0.75)^4 \quad (19)$$

$$i = 0.2485 [cm^4] \quad (20)$$

Donde:

- $i$ : Momento de inercia medido en centímetros [cm].
- $r$ : radio medido en centímetros [cm].

### 3.3.4 Factor de Seguridad

Es un valor numérico, que permite contemplar el esfuerzo último de la pieza sobre el esfuerzo real calculado [33].

Para encontrar el factor de seguridad del eje se utiliza la ecuación (21)

$$n = \frac{Gf}{G_{cal}} \quad (21)$$

Donde:

- n: Factor de seguridad.
- $Gf$ : Esfuerzo ultimo. medido en MegaPascales [ $MPa$ ].
- $G_{cal}$ : Esfuerzo calculado medido MegaPascales [ $MPa$ ].

$$Gf = 0.6 \cdot Sy \quad (22)$$

$$Gf = 0.6 \cdot 35.1MPa \quad (23)$$

$$Gf = 21.06[MPa] \quad (24)$$

Donde:

- $Sy$ : Resistencia a la fluencia medido en MPa

Esta resistencia del ABS de 35.1 MPa se obtiene de los datos del trabajo de titulación, “Caracterización de materiales termoplásticos de ABS y PLA semirrígido impresos en 3d con cinco mallados internos diferentes” desarrollado por Jaime Vinicio Molina Osejos. [34].

$$G_{cal} = \frac{M_{max} \cdot r}{i} \quad (25)$$

$$G_{cal} = \frac{12.375 \cdot 0.75}{0.2485} \quad (26)$$

$$G_{cal} = 3734,9[Ncm^2] \quad (27)$$

$$1Ncm^2 = 0.01MPa \quad (28)$$

$$G_{cal} = 0.37349[MPa] \quad (29)$$

Con los datos obtenidos se procede a obtener el factor de seguridad.



$$n = \frac{Gf}{G_{cal}} \quad (30)$$

$$n = \frac{21.06MPa}{0,37349MPa} \quad (31)$$

$$n = 56.38 \quad (32)$$

Por medio de la ecuación (30), se obtiene un factor de seguridad de 56.38, con lo cual se determina que el eje diseñado es óptimo para realizar el trabajo para el que se ha establecido.

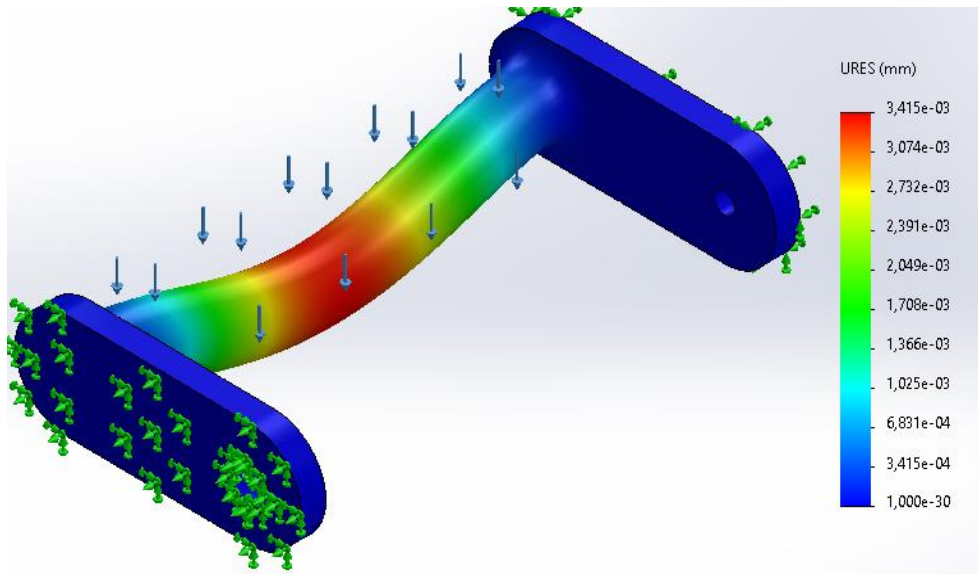
### **3.4 Simulación de las piezas en SolidWorks utilizando una malla solida**

Considerando que el ABS y el Tough 2000 tienen propiedades similares, se usa el material ABS PC, preestablecido en SolidWorks, para obtener los resultados de las simulaciones de cada una de las piezas diseñadas del dispositivo.

#### **3.4.1 Simulación del eje**

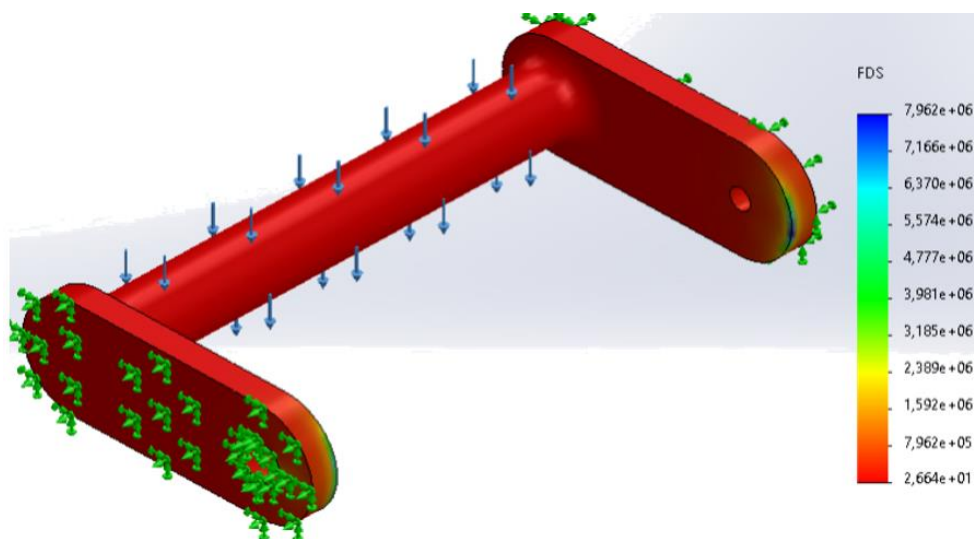
Para la simulación del eje, se toma una fuerza de 5N, la cual excede la fuerza real que se ejerce en el eje.

En la Figura 16 se puede apreciar el desplazamiento que sufre el eje diseñado cuando se aplica una fuerza de 5N, obteniendo como valor mínimo, un desplazamiento de  $1 \cdot 10^{-30}mm$  y como valor máximo, un desplazamiento de  $3.415 \cdot 10^{-0.3}mm$ .



**Figura 16.** Desplazamientos del eje.

Por medio de la simulación en SolidWorks se obtienen los datos del factor de seguridad del eje, los cuales se muestran en la Figura 17, con el factor de seguridad mínimo de  $2.66 \cdot 10^1$  y máximo en  $7.692 \cdot 10^6$ .



**Figura 17.** Factor de seguridad del eje.

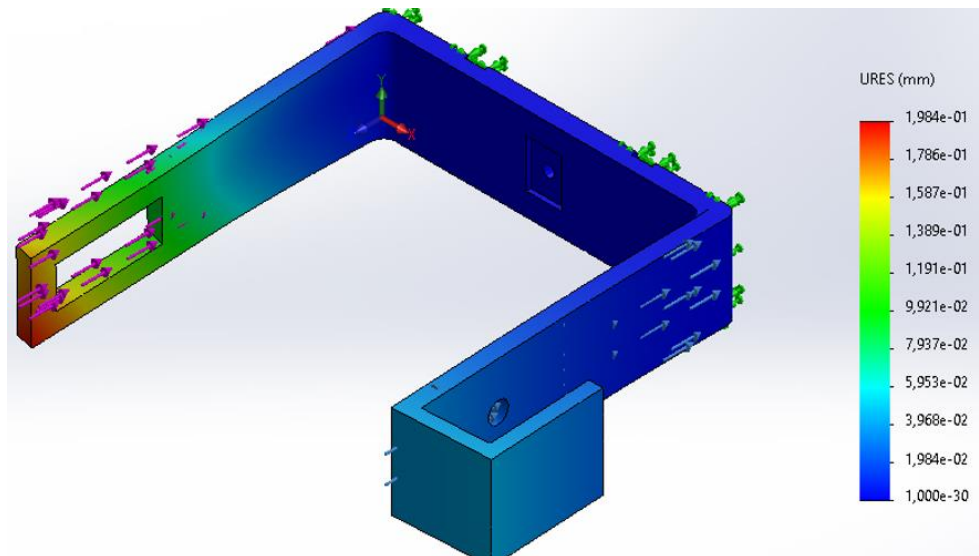
Por los resultados obtenidos en el programa, tanto de desplazamiento y factor de seguridad mínimo y máximo se determina que el diseño del eje es óptimo, para su posterior implementación.

### 3.4.2 Simulación Pieza 1

Para la simulación de la pieza 1, se toma una fuerza de 10N, la cual excede la fuerza real que se ejerce la pieza y un torque de 2Nm mayor al torque real del motor utilizado.

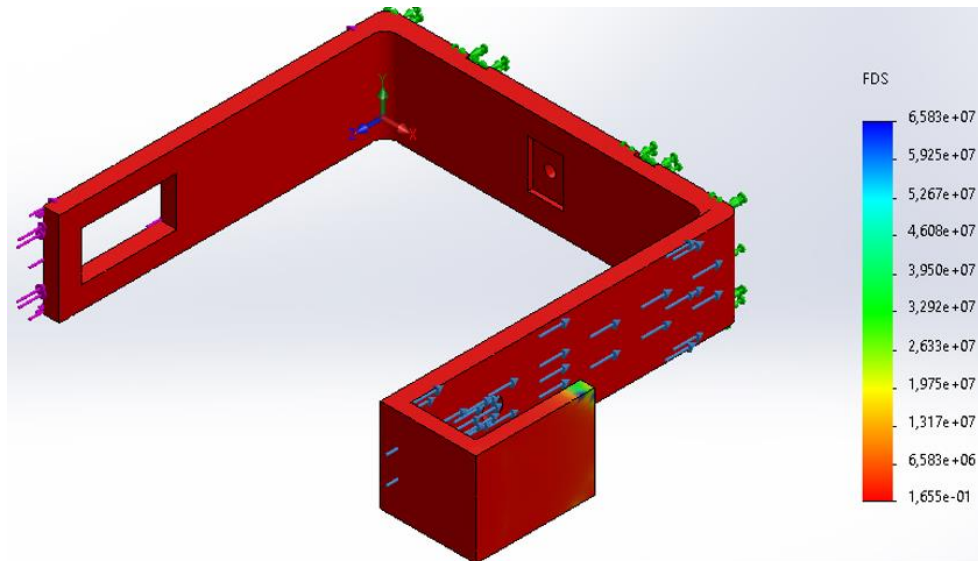
Por medio de la simulación en SolidWorks se obtiene los valores de desplazamiento mínimo y máximo de la pieza 1 como se muestran en la Figura 18.

El desplazamiento mínimo corresponde a un valor de  $1.000 \cdot 10^{-30}$  mm y el máximo corresponde a un valor de  $1.984 \cdot 10^{-1}$  mm.



**Figura 18.** Desplazamientos pieza 1.

En la Figura 19 se observa el factor de seguridad de la pieza 1 determinado por SolidWorks, dando valores del factor de seguridad mínimo en  $1.655 \cdot 10^{-1}$  y un factor de seguridad máximo de  $6.583 \cdot 10^7$



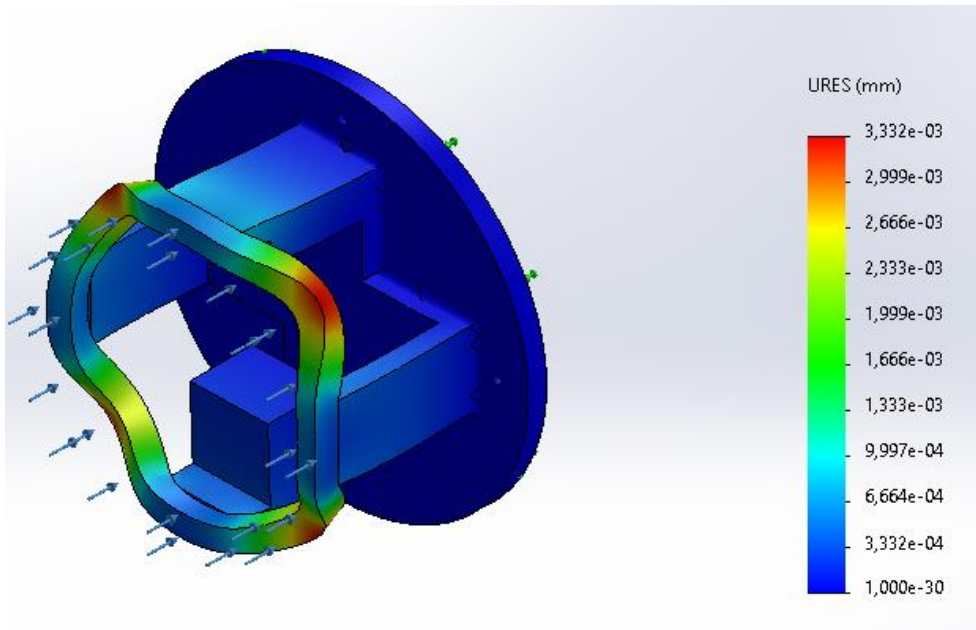
**Figura 19.** Factor de seguridad piza 1

Acorde a los resultados obtenidos, en la simulación para el desplazamiento y el factor de seguridad de la pieza 1, se demuestra que el diseño de la pieza es viable, para realizar el trabajo establecido.

### 3.4.3 Simulación Pieza 2

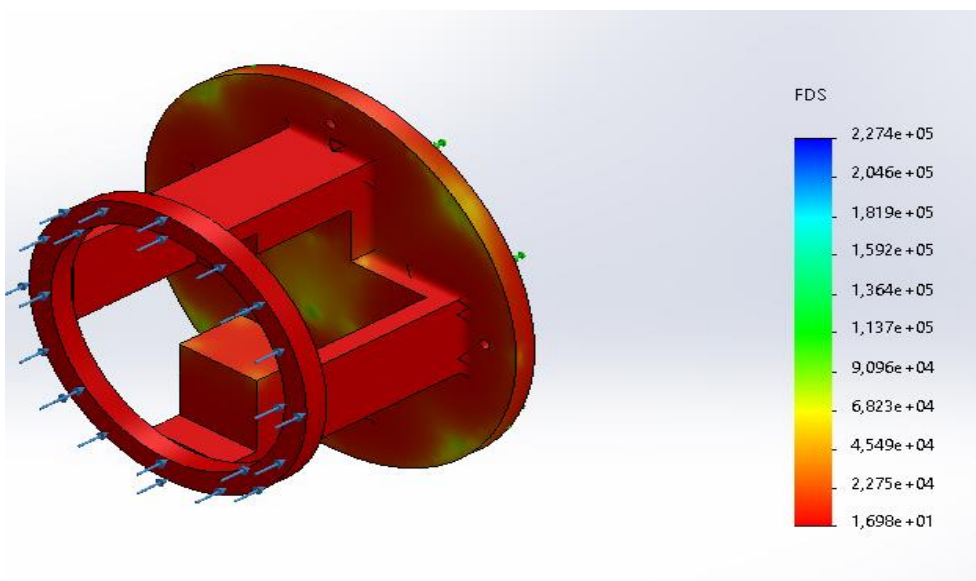
Para la simulación de la pieza 2 se toma una fuerza de 15N, la cual excede la fuerza real que se ejerce la pieza.

Acorde a la simulación obtenida se pueden apreciar en la Figura 20, el desplazamiento de la pieza 3, dando como resultado un desplazamiento mínimo *de*  $1.000 \cdot 10^{-30}$  mm y un desplazamiento máximo de  $3.332 \cdot 10^{-3}$



**Figura 20.** Desplazamientos pieza 2.

En la Figura 21 se puede apreciar los datos del factor de seguridad obtenidos mediante el uso de SolidWorks dando e  $1.698 \cdot 10^{-1}$  como mínimo factor de seguridad y un factor de seguridad máximo de  $2.274 \cdot 10^5$



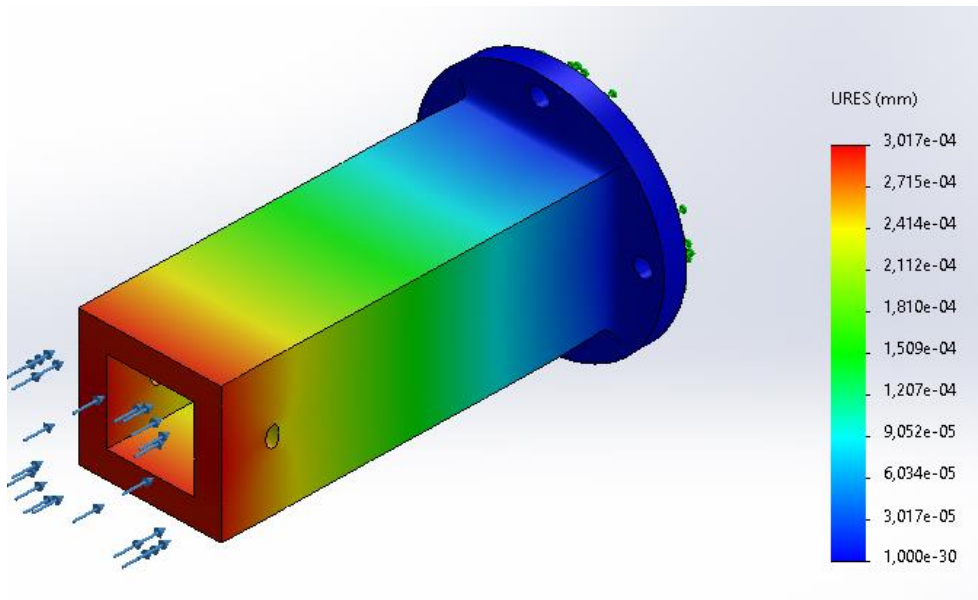
**Figura 21.** Factor de seguridad pieza 2.

Con los resultados de la simulación de la pieza 3, tanto del factor de seguridad como del despeamiento, se determina como una pieza óptima para su posterior implementación.

### 3.4.4 Simulación pieza 3

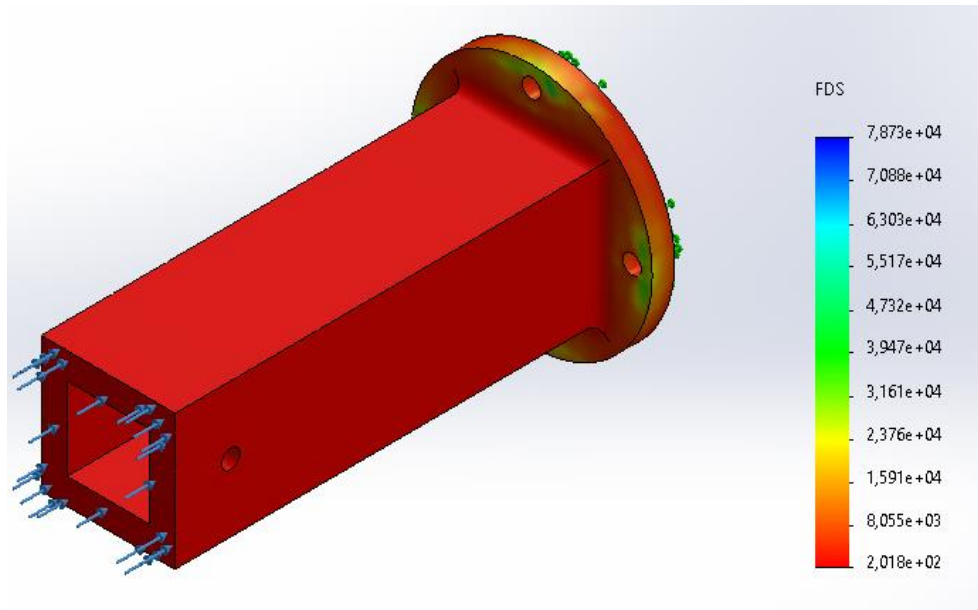
Para la simulación de la pieza 3, se toma una fuerza de 10N, la cual excede la fuerza real que se ejerce la pieza.

En la simulación de la pieza 3 se obtiene el desplazamiento de la pieza, mismo que se puede observar en la Figura 22, obteniendo un desplazamiento mínimo  $1 \cdot 10^{-30}mm$  de y un desplazamiento máximo de  $3.017 \cdot 10^{-4}mm$ .



**Figura 22.** Desplazamientos pieza 3.

A partir de la simulación en el programa de diseño, se puede apreciar los datos del factor de seguridad de la pieza 3 en la Figura 23, para lo cual se tiene un factor de seguridad mínimo de  $2.018 \cdot 10^{+2}$  y un factor de seguridad máximo de  $7.873 \cdot 10^4$ .



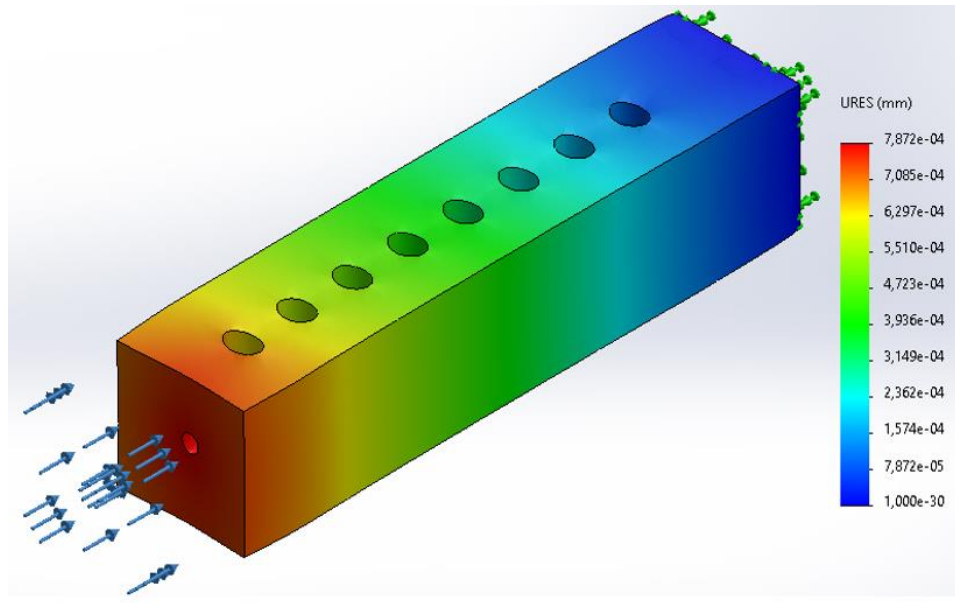
**Figura 23.** Factor de seguridad pieza 3.

Con los datos del factor de seguridad y del desplazamiento de la pieza 3, se determina que es viable el diseño para proceder a su fabricación

### 3.4.5 Simulación pieza 4

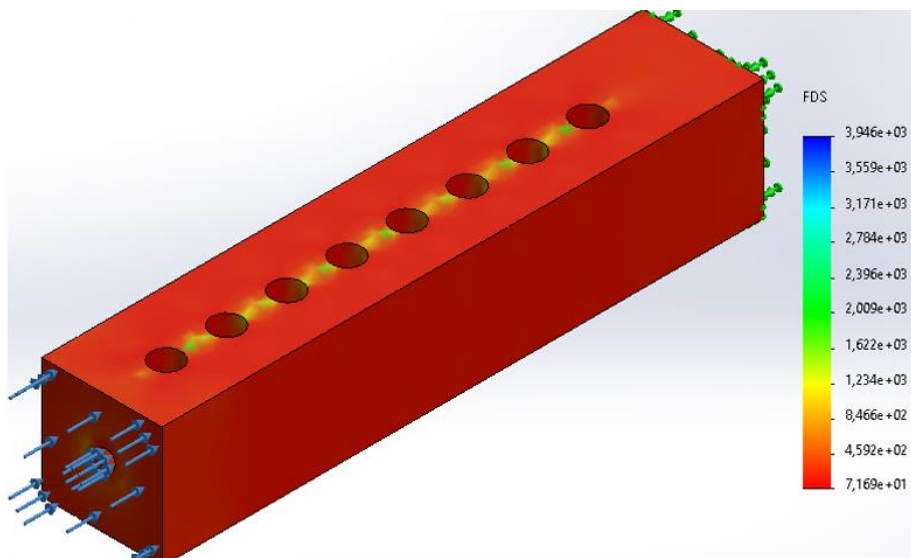
Para la simulación de la pieza 4, se toma una fuerza de 10N, la cual excede la fuerza real que se ejerce la pieza y un torque 2Nm mayor al torque real del motor utilizado.

En la Figura 24, se encuentran los datos obtenidos mediante la simulación del desplazamiento de la pieza 3, dando como resultados un desplazamiento mínimo de  $1.00 \cdot 10^{-30}$ mm y un desplazamiento máximo de  $7.872 \cdot 10^{-4}$ .



**Figura 24.** Desplazamientos pieza 4.

Mediante la simulación previa en SolidWorks, se obtiene los datos del factor de seguridad para la pieza 4, los cuales se muestran en la Figura 25, teniendo como factor de seguridad mínimo un 7.149 y máximo de  $3.946 \cdot 10^3$ .



**Figura 25.** Factor de seguridad pieza 4.

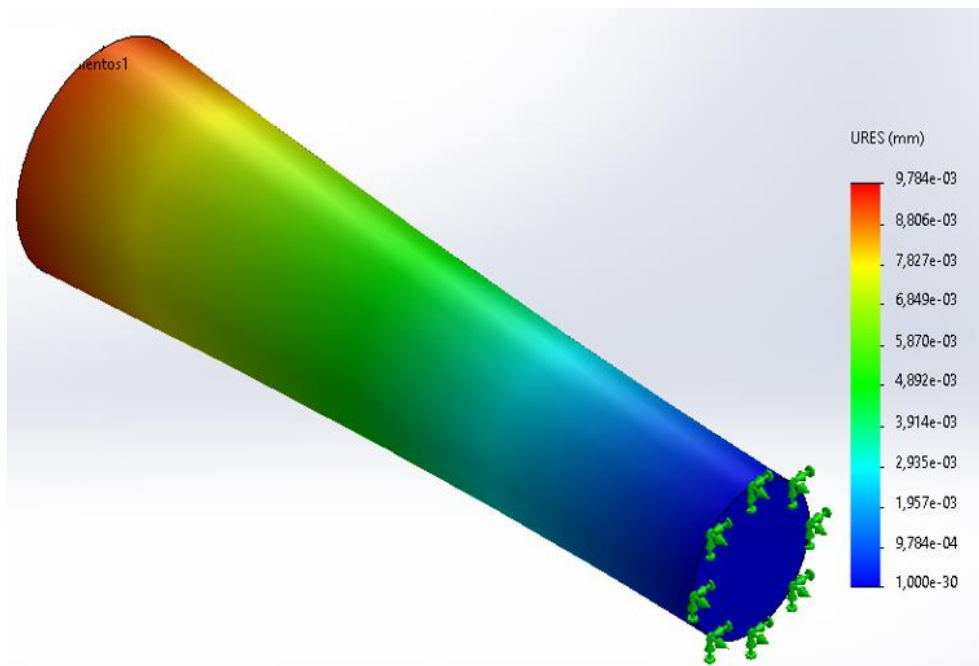
Por medio de los resultados obteniendo en las simulaciones tanto para el factor de seguridad como para el desplazamiento de la pieza 4 se puede determinar que su diseño es óptimo.



### 3.4.6 Simulación Eje acerado

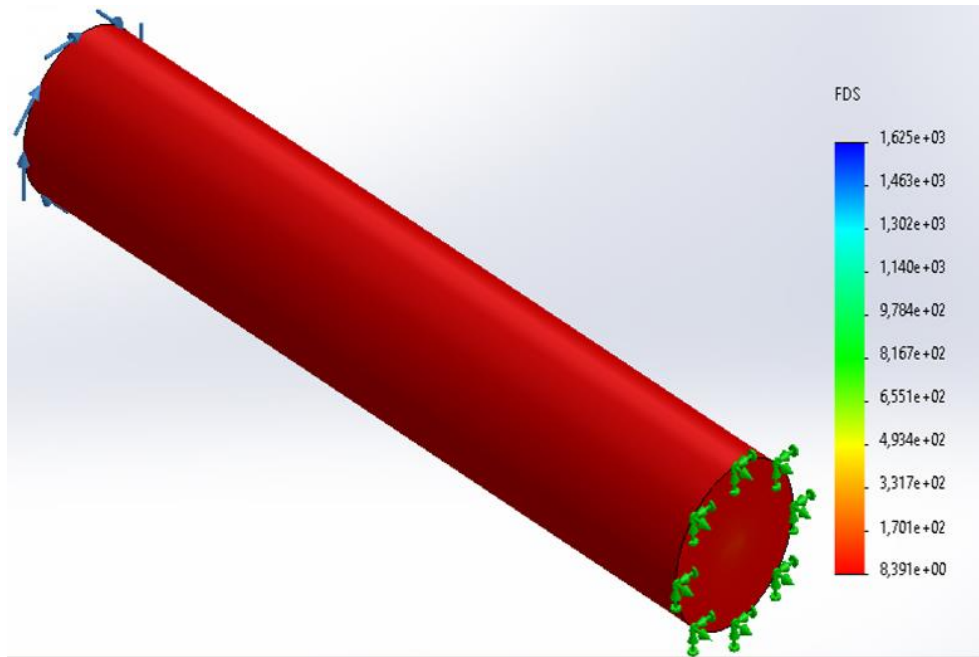
Para la simulación del eje acerado, se toma un torque de 2Nm mayor al torque real del motor utilizado

En la Figura 26 se aprecia los datos obtenidos del desplazamiento del eje acerado mediante el uso de SolidWorks, obteniendo un desplazamiento máximo de  $9.784 \cdot 10^{-3}mm$  y un desplazamiento mínimo  $1 \cdot 10^{-30}mm$ .



**Figura 26.** Desplazamientos eje acerado.

Mediante SolidWorks se determina el factor de seguridad para el eje acerado, mismo que se muestra en la Figura 27 teniendo valores para un factor de seguridad máximo  $1.625 \cdot 10^3$  de y el mínimo de 8.291.



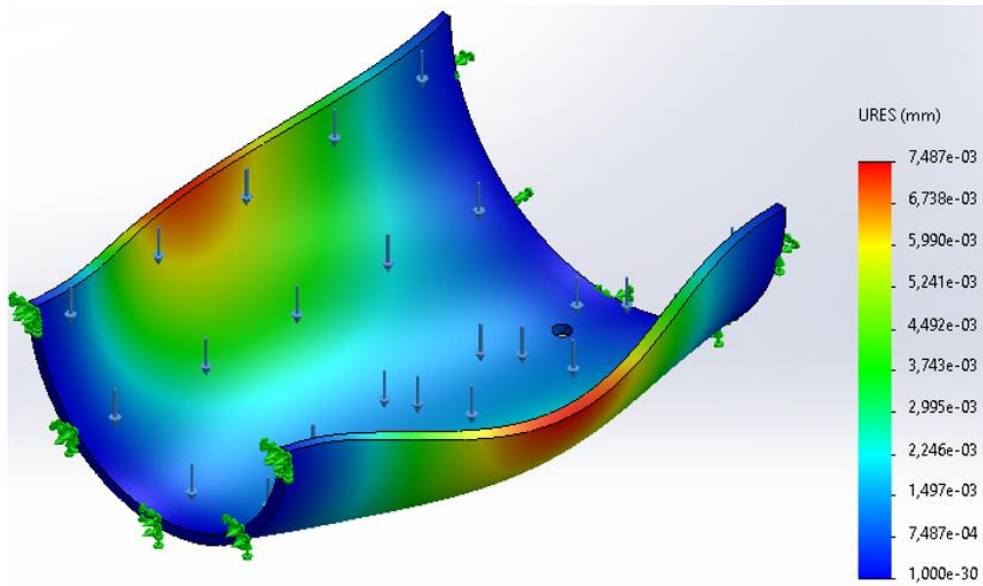
**Figura 27** Factor de seguridad eje acerado.

Con los valores de desplazamiento y factor de seguridad máximos y mínimos del eje acuerdo, se determina que este elemento es óptimo.

### 3.4.7 Simulación Férula

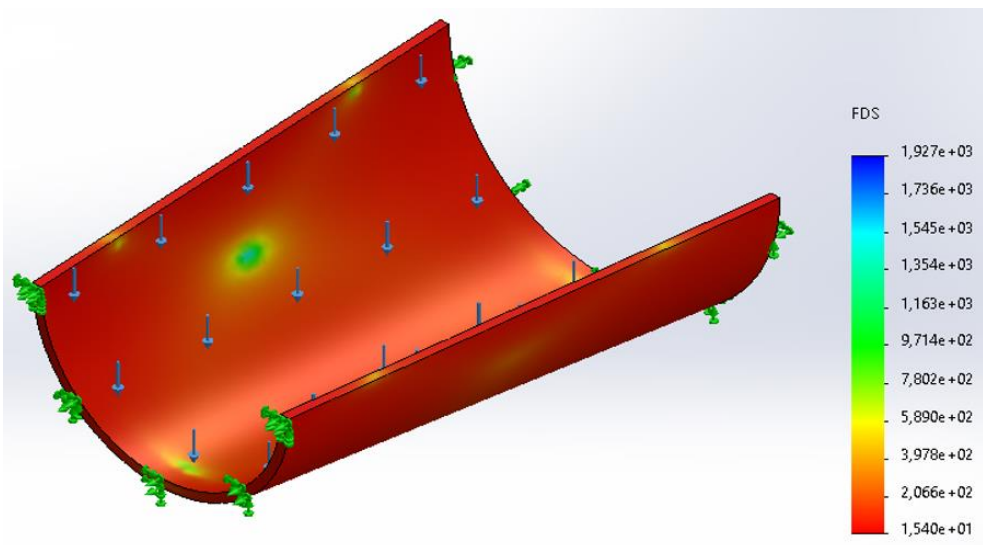
Para la simulación de la férula, se toma una fuerza de 20N, la cual excede la fuerza real que se ejerce la pieza.

Con el uso de SolidWorks se ha podido determinar el desplazamiento de la férula previamente diseñada atendiendo los resultados de un desplazamiento máximo  $7.487 \cdot 10^{-3}$  mm de y un despeamiento mínimo de  $1 \cdot 10^{-30}$  mm, mismos que se pueden apreciar en la Figura 28.



**Figura 28.** Desplazamientos férula.

En la Figura 29 se puede observar los valores del factor de seguridad obtenidos para la férula diseñada en SolidWorks, obteniendo un factor de seguridad mínimo 1.540 de y un factor de seguridad máximo de  $1.927 \cdot 10^3$ .



**Figura 29.** Factor de seguridad férula.

Acorde a los resultados obtenidos del factor de seguridad y desplazamiento para la férula, se establece que el diseño de la pieza es óptimo, para realizar el trabajo establecido.

### 3.5 Selección de rodamientos

Para el diseño del prototipo se escoge un rodamiento, mismo que ayudará con la trasmisión del movimiento del eje, este rodamiento se lo selección usando la herramienta online (skfbearingselect.com) del grupo SKF para determinar rodamientos, dando como resultados las características del rodamiento descritas en la Tabla 13.

**Tabla 13.** Características del rodamiento seleccionado.

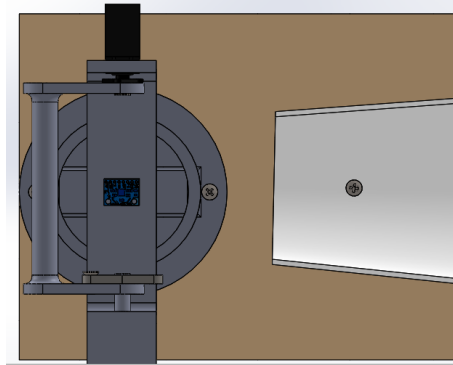
		Designaciones principales			Capacidad de carga básica		Carga límite de fatiga	Clasificaciones de velocidades		Clase de Juego
Designación	Tipo de rodamiento				Dinámica	Estática		Referencia	Limitante	
		d (mm)	D (mm)	B (mm)	C (kN)	Co (kN)	P <sub>u</sub> (kN)	n <sub>ref</sub> (r/min)	n <sub>lim</sub> (r/min)	
W 617/8	Rodamiento Rígido de bolas	8	12	2.5	0.312	0.14	0.006	100000	63000	Norma I

### 3.6 Dimensionamiento de motores

Para el dimensionamiento de los motores, se realiza diagramas de cuerpo libre para cada motor usado en el dispositivo, de rehabilitación, esto permite dar una mejor visualización de las fuerzas que se aplican en el dispositivo al igual que permitirá obtener el torque mínimo para cada motor.

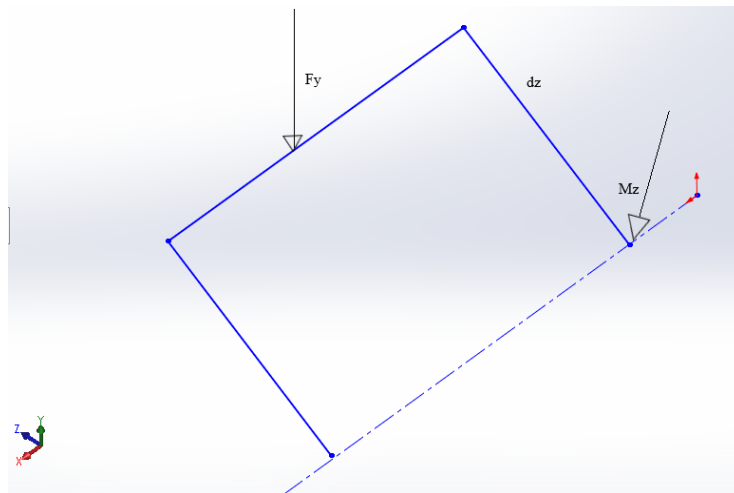
### 3.6.1 Motor 1 Movimiento de Flexo Extensión

En la Figura 30 se aprecia el mango del dispositivo realizará el movimiento de flexo extensión de la mano, por medio del servo motor colocado a un costado.



**Figura 30.** Vista Superior del dispositivo de rehabilitación.

En la Figura 31 se observa un diagrama de cuerpo libre, en el que podemos observar las fuerzas aplicadas.



**Figura 31.** Diagrama de cuerpo libre del movimiento de flexo extensión.

$$M_x = F_y \cdot d_z \quad (33)$$

Donde:

- $M_x$ : Momento en x.
- $F_y$ : Fuerza en y medida en newton [N].
- $d_z$ : distancia en el eje z en metros [m].

$$F_y = (P_m + P_{ej}) \cdot g \quad (34)$$

$$F_y = 0,542 \cdot 9.88 \quad (35)$$

$$F_y = 5,32[N] \quad (36)$$

Donde:

- $P_m$ : Peso de la mano en kilogramos [Kg]
- $P_{ej}$ : Peso del eje en kilogramos [kg]

$$M_x = F_y \cdot d_z \quad (37)$$

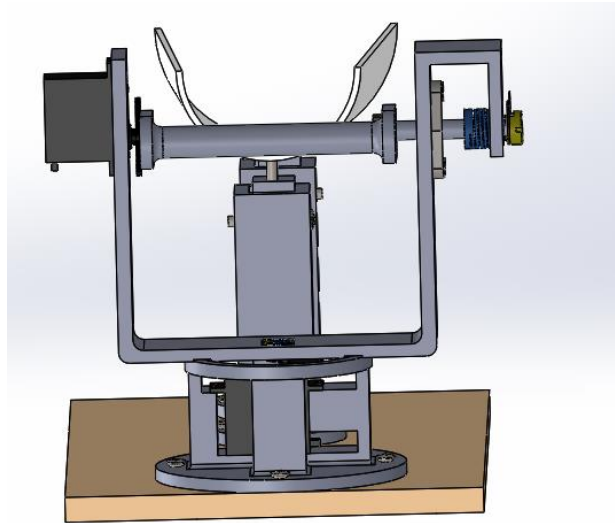
$$M_x = 5,32 \cdot 0.045 \quad (38)$$

$$M_x = 0.2394[Nm] \quad (39)$$

El torque mínimo que debe tener el motor 1 para poder realizar el movimiento de flexo-extensión de la muñeca de una manera adecuada, es de 0.2394 [Nm], por lo tanto, se selecciona el motor mg996R, el que tiene 1,079 [Nm], el cual, a pesar de estar sobre dimensionado, se lo escoge por su facilidad al momento de ser programado al igual que por valor económico, el cual es mucho más accesible que otro motor con las mismas características.

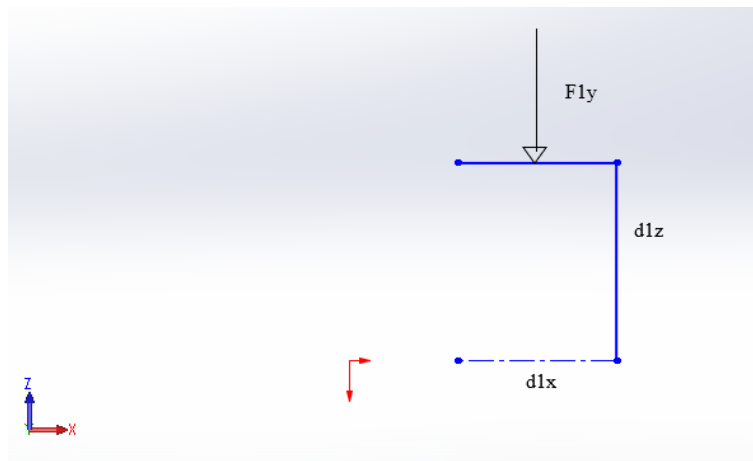
### 3.6.2 Motor 2 aducción–abducción

En la Figura 32 se apreció el soporte del dispositivo el cual realizará el movimiento de aducción–abducción de la mano, por medio del servo motor colocado a un costado.



**Figura 32.** Vista Frontal del dispositivo de rehabilitación.

En la Figura 33 y Figura 34 se observa los diagramas de cuerpo libre, en los que podemos observar las fuerzas aplicadas.



**Figura 33.** Diagrama de cuerpo libre del movimiento de aducción- abducción uno.

$$F_{1y} = \left( \frac{P_m}{2} + \frac{P_{ej}}{2} + \frac{P_s}{2} + P_{sm} \right) \cdot g \quad (40)$$

$$F_{1y} = (0,25 + 0,021 + 0,063 + 0,0134) \cdot 9.8 \quad (41)$$

$$F_{1y} = 3,40[N] \quad (42)$$

Donde:

- $F_{1y}$ : Fuerza 1 en Y.
- $P_s$ : Peso del soporte en kilogramos [Kg].
- $P_{sm}$ : Peso del servomotor kilogramos [Kg].

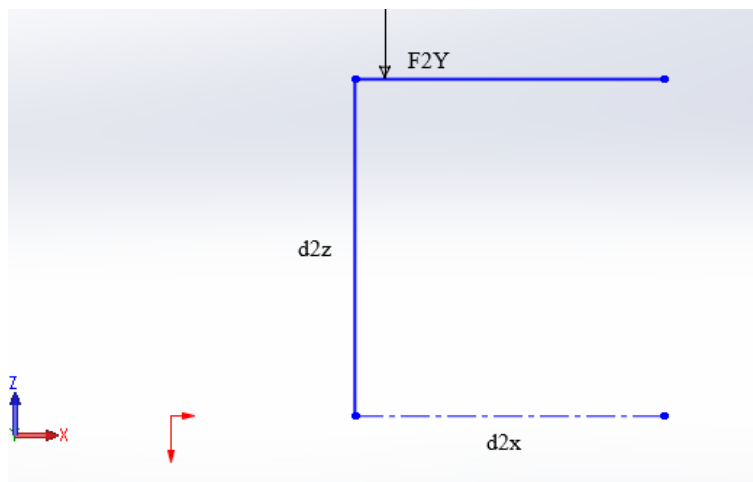
$$M_{1z} = F_{1y} \cdot d_{1z} \quad (43)$$

$$M_{1z} = 3.40 \cdot 0.076 \quad (44)$$

$$M_{1z} = 0.2584[Nm] \quad (45)$$

Donde:

- $M_{1z}$ : Momento 1 en z medido en Newton metro [Nm].
- $d_{1z}$  = distancia 1 en el eje x en metros [m].



**Figura 34.** Diagrama de cuerpo libre del movimiento de aducción- abducción dos.

$$F_{2y} = \left( \frac{P_m}{2} + \frac{P_{ej}}{2} + \frac{P_s}{2} + P_e + P_{ch} + P_a \right) \cdot g \quad (46)$$

$$F_{2y} = (0,25 + 0,021 + 0,063 + 0,0254 + 0,0327 + 0,02351) \cdot 9.8 \quad (47)$$

$$F_{2y} = 4,07 [N] \quad (48)$$



Donde:

- $P_e$ : Peso eje acerado en kilogramos [Kg].
- $P_{ch}$ : Peso chumacera en kilogramos [Kg].
- $P_a$ : Peso acople en kilogramos [Kg].

$$M_{2z} = F_{2y} \cdot d_{2x} \quad (49)$$

$$M_{2z} = 4,07 \cdot 0.11 \quad (50)$$

$$M_{2z} = 0.4477[Nm] \quad (51)$$

Donde:

- $M_{2z}$ : Momento 2 en z.
- $F_{2y}$ : Fuerza 2 en Y.
- $d_{2x}$ = distancia 2 en el eje x en [m].

$$M_f = M_{1z} + M_{2z} \quad (52)$$

$$M_f = 0.2584 + 0.4477 \quad (53)$$

$$M_f = 0.7061[Nm] \quad (54)$$

Donde:

- $M_f$ : Momento final

El torque mínimo que debe tener el motor 2 para poder realizar el movimiento de aducción–abducción de la muñeca de una manera adecuada, es de 0.7061 [Nm], por lo tal se selecciona el motor mg996R, el cual tiene 1,079 [Nm], el que, a pesar de estar sobre diseccionado, se lo

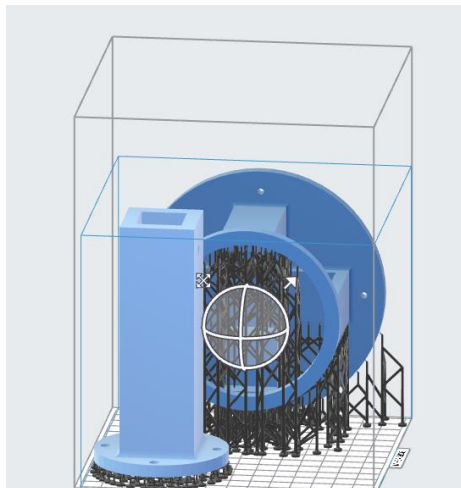
escoge por economía, puesto que es más económico en comparación a otros motores con las mismas características, al igual que su programación es más sencilla.

### **3.7 Construcción del rehabilitador**

Una vez realizado los cálculos y simulaciones necesarias, para establecer todos los parámetros que debe cumplir el rehabilitador, se procede con la construcción del equipo.

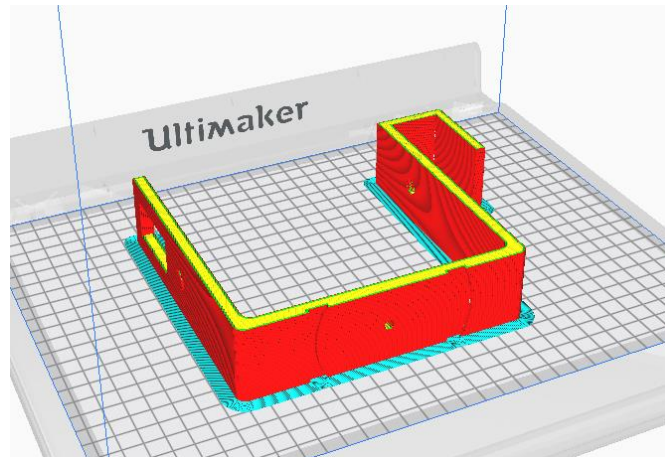
#### **3.7.1 Impresión 3D**

En la Figura 35 se tiene la simulación de impresión en 3D de las piezas fabricadas con resina Tough 2000.



**Figura 35.** Simulación impresión en resina.

En la Figura 36 se muestra la simulación de la impresión 3D de las piezas en ABS realizadas en la impresora Ultimaker s5.

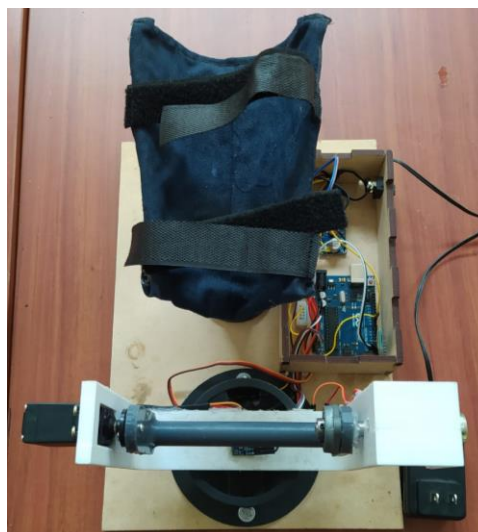


**Figura 36.** Simulación impresión en ABS.

### **3.7.2 Ensamble de las piezas**

Una vez realizado la impresión 3D y adquirido todos los componentes electrónicos, se procede con el ensamble del rehabilitador, se revisa las simulaciones en SolidWorks para poder ensamblarlo de manera adecuada.

En la Figura 37 se puede observar una vista superior del rehabilitador, en el cual se puede apreciar de manera rápida todos los componentes del prototipo de rehabilitación.

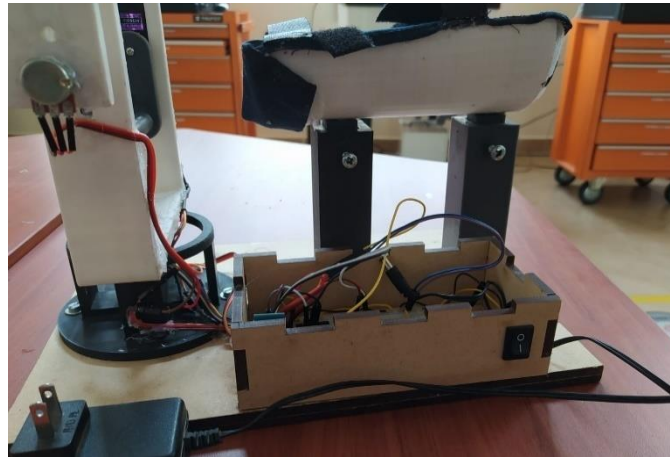


**Figura 37.** Vista superior del rehabilitador construido.

En las Figura 38 y Figura 39 se puede apreciar diferentes vistas del rehabilitador, una vista frontal en la Figura 38 y una vista lateral en la Figura 39.



**Figura 38.** Vista Frontal del rehabilitador construido.



**Figura 39.** Vista Lateral del rehabilitador construido.

### **3.7.3 Pulsera de control**

Una vez construido el rehabilitador, se procede a elaborar la pulsera de control, como se puede observar en la Figura 40.



**Figura 40.** Pulsera de control.

### **3.8 Diagrama eléctrico y electrónico**

Para la realización de los diagramas electrónicos del rehabilitador, se utiliza la aplicación EasyEDA, la cual permite presentar los diagramas de una manera fácil y apropiada.

#### **3.8.1 Pulsera de Control**

En la Figura 41 se observa un diagrama electrónico sobre la pulsera de control, la misma que cuenta de un MPU-6050 y un módulo bluetooth HC-05. La placa está alimentada por una fuente externa de 5 voltios.

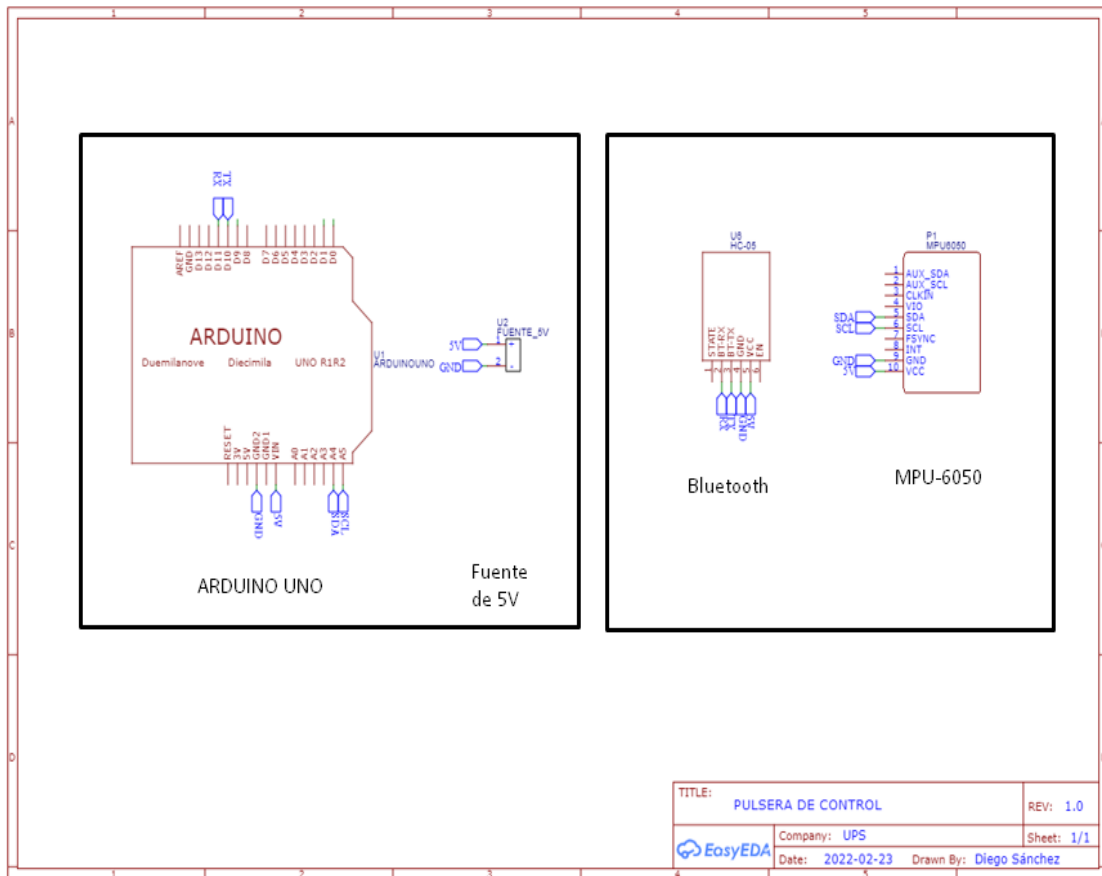


Figura 41. Diagrama electrónico pulsera de control

### 3.8.2 Circuito de control de prototipo de rehabilitación.

El diagrama electrónico usado para el control del rehabilitador, se puede observar en la Figura 42 esta consta de un MPU6050 un módulo bluetooth HC-05 un potenciómetro y 2 servomotores, se utiliza una fuente externa, de 12 voltios a 1.5 amperios la cual alimenta directamente a la placa Arduino, y de la misma fuente se obtiene 5 voltios a 1.5 amperios para alimentar de manera independiente a los servomotores.

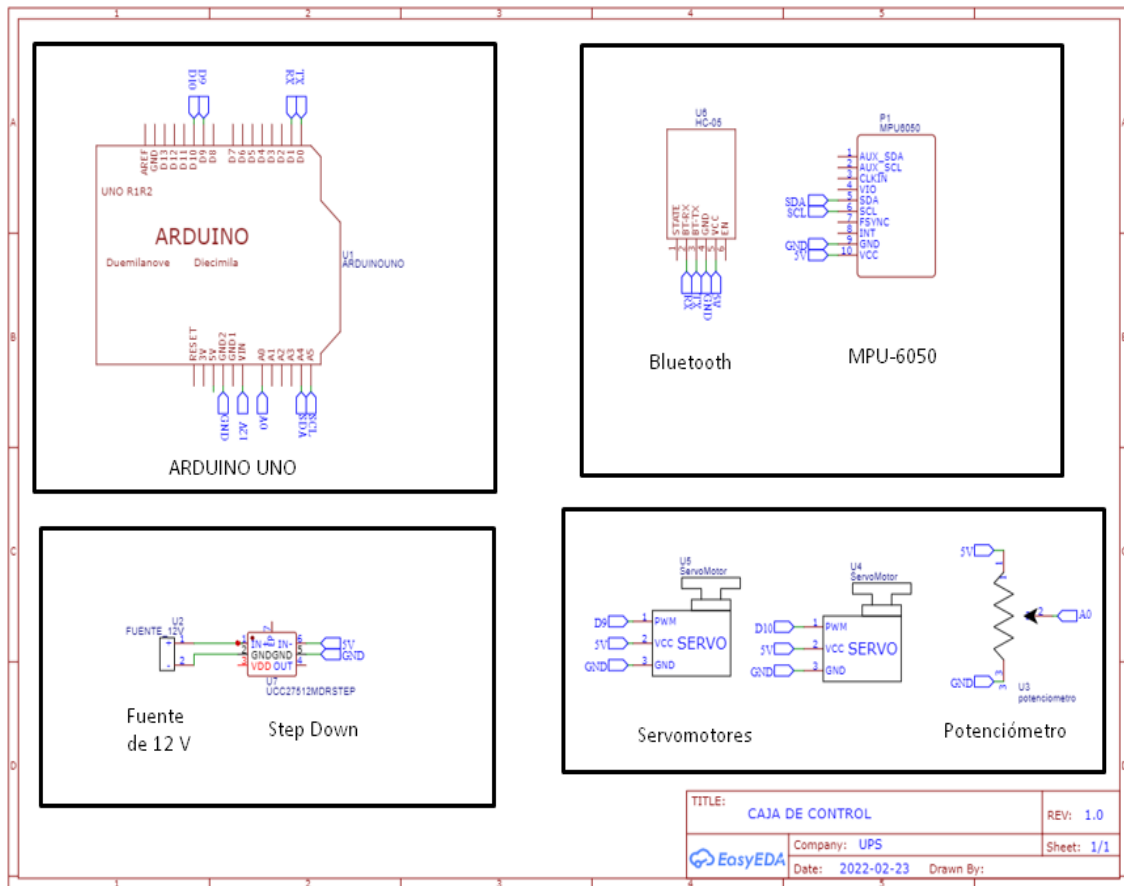
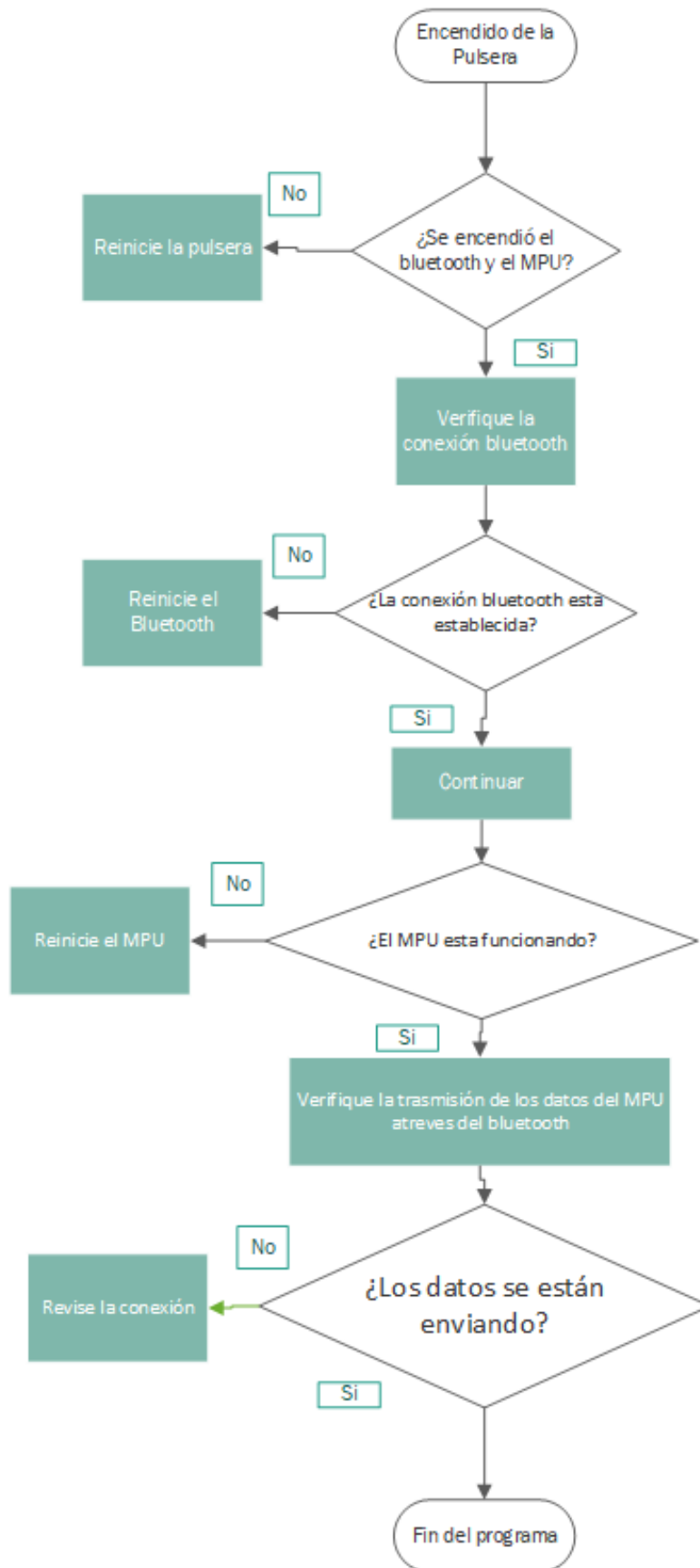


Figura 42. Diagrama electrónico caja de control

### 3.9 Diagrama de flujo de la pulsera de control

En la Figura 43 se puede apreciar el diagrama de flujo correspondiente al algoritmo diseñado para la adquisición de datos del MPU, los cuales se transforman para obtener los grados de los movimientos de flexo extensión y aducción-abducción, además se realiza el envío de los datos procesados por comunicación bluetooth.



**Figura 43.** Diagrama de flujo pulsera de control

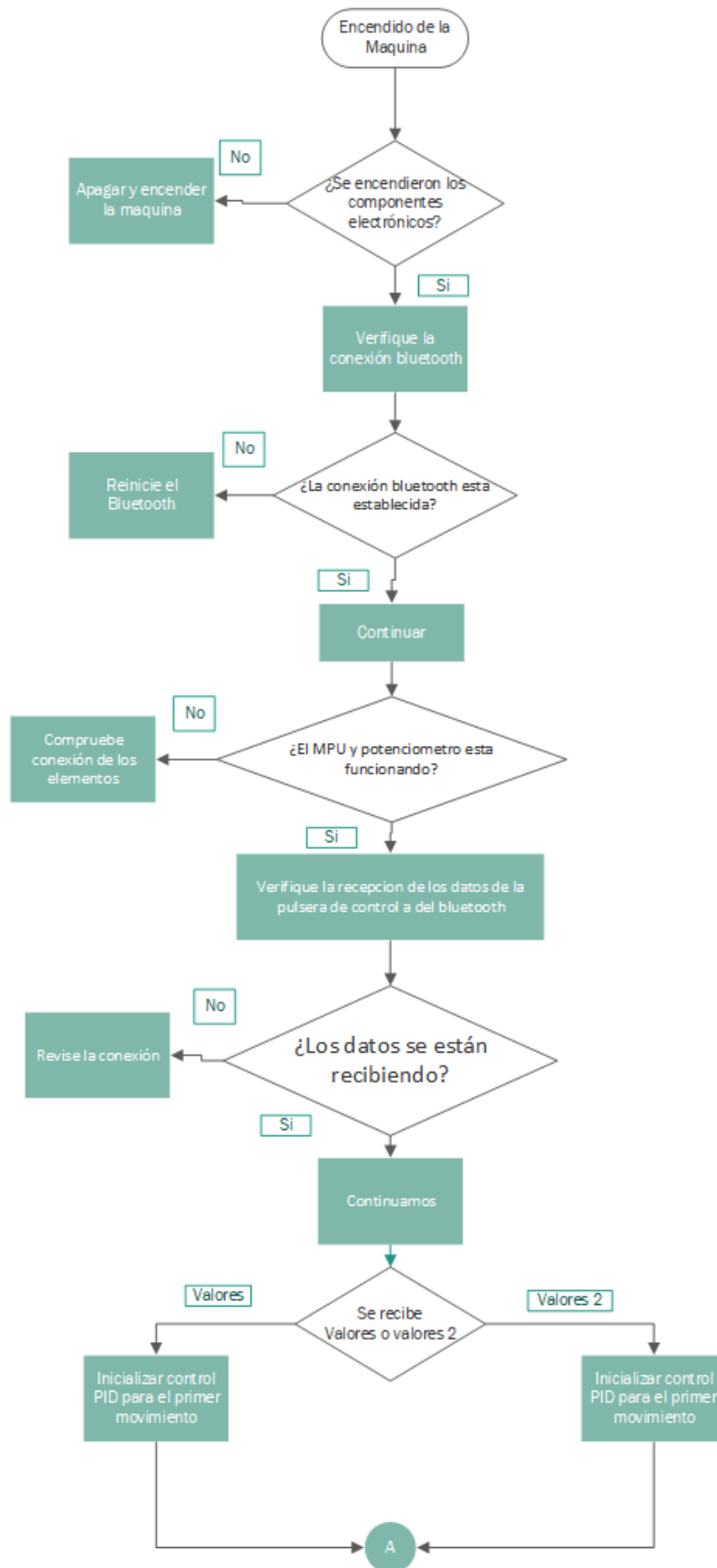


El diagrama de flujo de la Figura 43 muestra el proceso que se realiza, desde el momento de la inicialización de la pulsera de control, pasando por la verificación de encendido del módulo bluetooth y del módulo MPU, para luego comprobar que los datos adquiridos del MPU sean enviados por medio del bluetooth en forma de grados al otro Arduino.

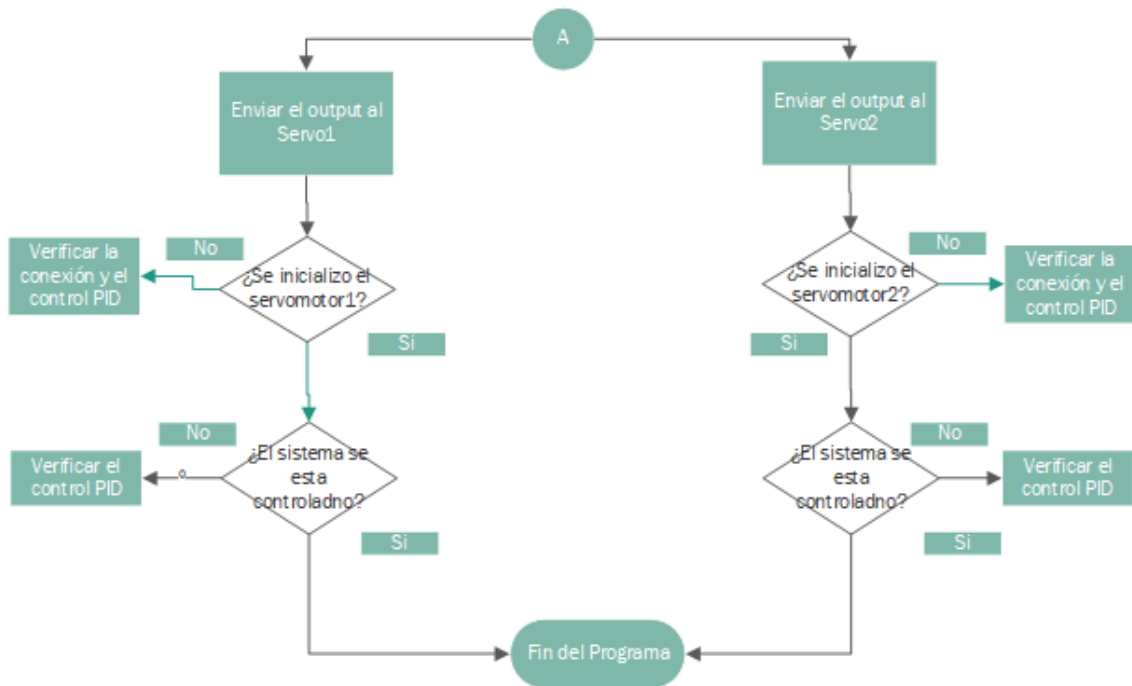
En el apartado de ANEXO I se presenta el código en lenguaje C realizado en Arduino de la pulsera de control.

### **3.10 Diagrama de flujo del circuito de control del prototipo de rehabilitación**

En las Figura 44 y Figura 45 se muestra el diagrama de flujo correspondiente al algoritmo diseñado para la adquisición de los datos del MPU transformados en grados, para realizar el control de los servomotores, que realizan los movimientos de flexo-extensión y aducción abducción.



**Figura 44.** Circuito de control del prototipo de rehabilitación.



**Figura 45.** Circuito de control del prototipo de rehabilitación.

El diagrama de flujo de la Figura 44 y Figura 45 muestra el proceso que se realiza, desde el momento de la inicialización del circuito de control del prototipo de rehabilitación, pasando por la verificación de encendido del módulo MPU y del módulo bluetooth, para luego comprobar la adquisición de los datos por medio del módulo bluetooth, mismos que serán enviados en forma de ángulos al motor correspondiente dependiendo el tipo de movimiento que vaya a realizar para así poder realizar el control PID en conjunto al potenciómetro y al MPU que se encuentran en la placa Arduino.

En el apartado de

**ANEXO II** se encuentra el código realizado en Arduino para el circuito de control del prototipo de rehabilitación.

### 3.11 Diseño del controlador

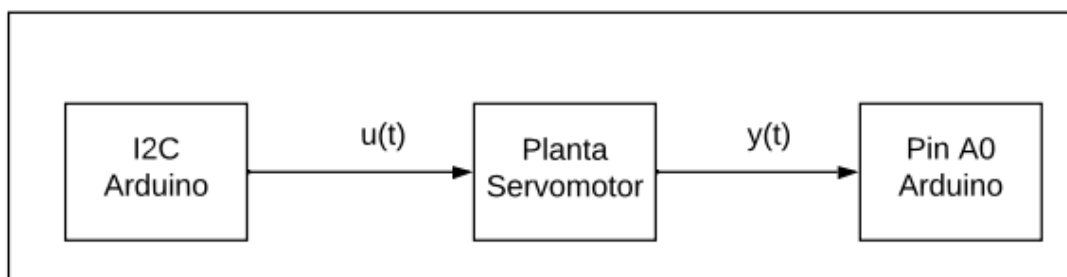
Para realizar el control del rehabilitador se utilizan dos Arduino Uno, 2 módulos bluetooth HC-05, acelerómetros MPU-6050 y potenciómetro, que permitirán determinar la posición los servomotores, los cuales serán los encargados de realizar los movimientos de flexo-extensión y aducción- abducción de la muñeca.

#### 3.11.1 Controlador de movimiento de flexo-extensión

La identificación del sistema, se realiza mediante el uso del software Matlab, lo cual permitirá obtener un modelo del sistema en función de transferencia.

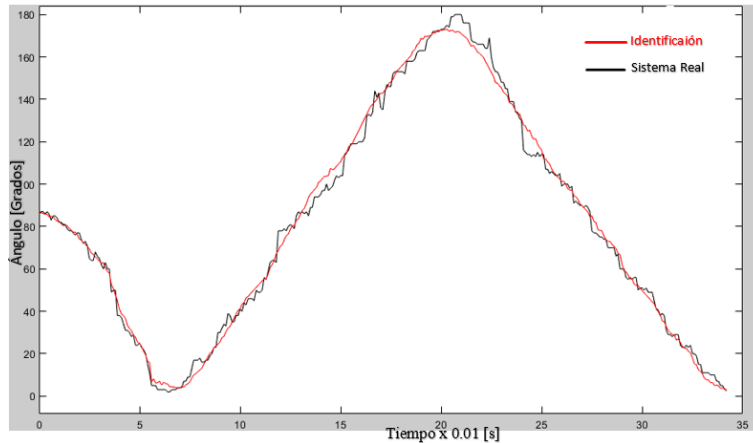
##### 3.11.1.1 Identificación para el movimiento de flexo-extensión

Para realizar la identificación del sistema se emplea la prueba de caja negra, como se presenta en el diagrama de la Figura 46.



**Figura 46.** Diagrama de bloques del sistema en lazo abierto, movimiento de flexo-extensión.

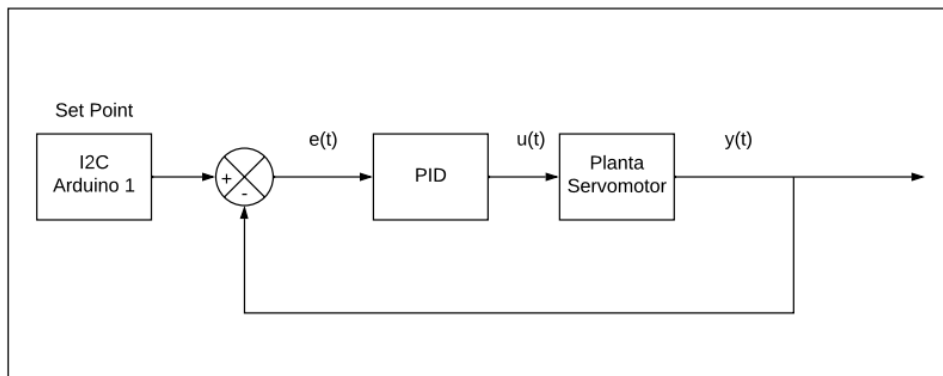
Para la identificación del sistema, se realiza la adquisición de datos de entrada al igual que salida del sistema, mismos que permitirán adquirir las gráficas del sistema como se muestra en la Figura 47.



**Figura 47** Identificación del sistema de flexo-extensión

En la Figura 47 se observa, la señal de color roja corresponde al sistema real, que se realiza con los datos de entrada y de salida, y la señal de color negra que corresponde a la identificación que se realiza mediante la herramienta “ident” de Matlab, con la cual se obtiene una estimación del 92.41%.

Para el diseño del controlador del movimiento de flexo extensión se elabora el diagrama de bloques mostrado en la Figura 48.



**Figura 48** Diagrama de bloques del control, movimiento de flexo extensión.

### 3.11.1.2 Función de transferencia

Para determinar la función de transferencia del sistema, se emplea la función “ident” de Matlab, con la cual se obtiene la función de transferencia que se presenta en la ecuación (55).

$$G_p = \frac{7480s + 5480}{s^3 + 22.91s^2 + 9030s + 5444} \quad (55)$$

Donde:

- $G_p$  = Función de transferencia para el movimiento de flexo-extensión.

Con la función de transferencia obtenida y el empleo de PID Tuning del Matlab se obtiene los valores del compensador para el controlador PID que permitirá el control del movimiento de flexo extensión de la muñeca.

$$C_p = \frac{0.004263 \cdot (s + 41.98)^2}{s} \quad (56)$$

Donde:

- $C_p$ : Compensador para el control PID

A partir de los datos del compensador se procede a obtener el valor de las constantes  $K_p$ ,  $K_i$  y  $K_d$ , las cuales serán implementadas en el control del sistema mediante el uso de Arduino.

Mediante la ecuación (57) se pueden determinar los valores de  $K_p$ ,  $K_i$  y  $K_d$ .

$$G_1(s) = K_p + \frac{K_i}{s} + K_d s \quad (57)$$

Llevando la ecuación (56) a la ecuación (57) se obtienen, los valores que se presentan adjuntos en la Tabla 14.

**Tabla 14.** Constantes  $K_p$ ,  $K_i$ , y  $K_d$ , del movimiento de flexo-extensión

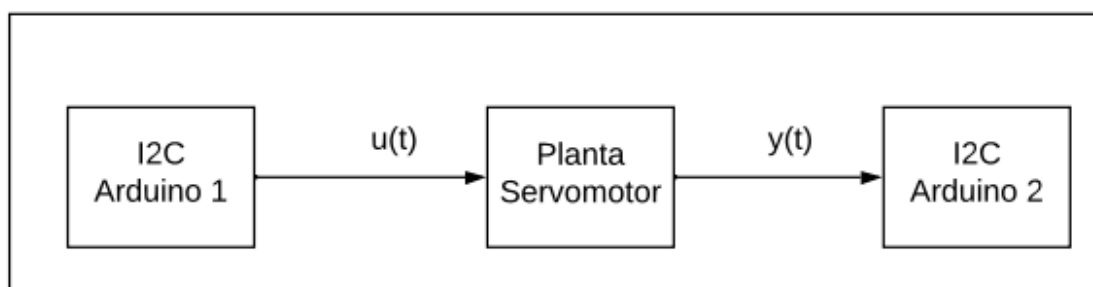
<b>Kp</b>	0.357
<b>Ki</b>	7.513
<b>Kd</b>	0.0042

### 3.11.2 Controlador movimiento de aducción–abducción

La identificación del sistema, se realiza mediante el uso del software Matlab, lo cual permite obtener un modelo del sistema en función de transferencia.

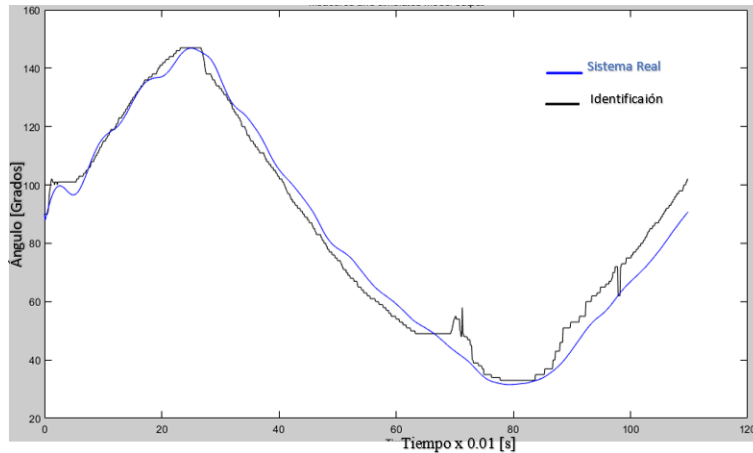
#### 3.11.2.1 Identificación del movimiento de aducción- abducción.

Mediante el uso de la prueba de caja negra, se procede a realizar la identificación del sistema, como se presenta en el diagrama de la Figura 49.



**Figura 49.** Diagrama de bloques del sistema en lazo abierto, movimiento de aducción–abducción.

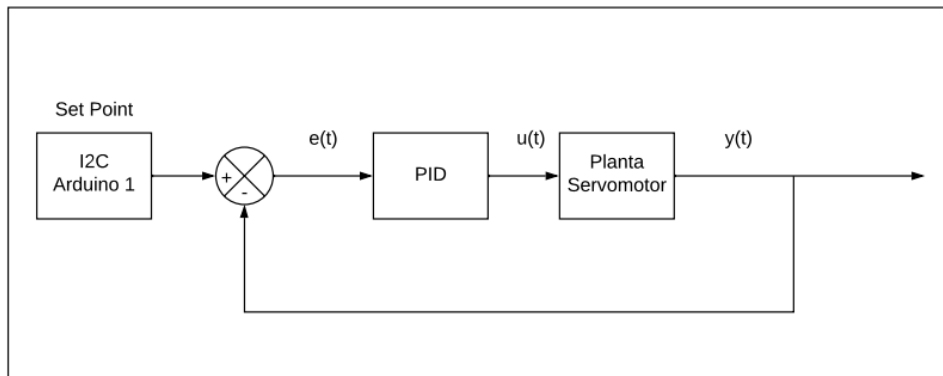
Se realiza la adquisición de datos de entrada y salida del sistema. por medio de los cuales se procede a adquirir las gráficas del sistema mostrado en la Figura 50.



**Figura 50.** Identificación del sistema de aducción- abducción.

La señal de color azul que se observa en la Figura 50, corresponde al sistema real, que se realiza con los datos de entrada y de salida, y la señal de color negra que corresponde a la identificación que se realiza en Matlab con una estimación del 84.87%.

El diagrama de bloques mostrado en la Figura 51, se lo realiza para el diseño del controlador del movimiento de aducción- abducción.



**Figura 51.** Diagrama de bloques del control, movimiento de aducción – abducción

### 3.11.2.2 Función de transferencia

La función de transferencia del sistema, se determina empleando la función “ident” de Matlab, con lo cual se obtiene la función de transferencia que se presenta en la ecuación (58).



$$G_y = \frac{25.59}{s^3 + 31.84s^2 + 13.41s + 24.86} \quad (58)$$

Donde:

- $G_y$  = Función de transferencia para el movimiento aducción- abducción

Mediante el empleo de PID Tuning del Matlab y la función de transferencia obtenida se determinan los valores del compensador para el controlador PID, que permitirá el control del movimiento de aducción- abducción.

$$C_y = \frac{0.48436 \cdot (s + 2.19)^2}{s} \quad (59)$$

Donde:

- $C_y$ : Compensador para el control PID

Las constantes  $K_p$ ,  $K_i$  y  $K_d$ , se obtienen a partir de los datos del compensador y mediante la ecuación (57).

Los valores de la Tabla 15, se obtienen llevando los valores de la ecuación (59) a la ecuación (57).

**Tabla 15.** Constantes  $K_p$ ,  $K_i$ , y  $K_d$  del movimiento de aducción- abducción.

<b><math>K_p</math></b>	0.31
<b><math>K_i</math></b>	0.33
<b><math>K_d</math></b>	0.048

## CAPITULO IV

### ANÁLISIS DE RESULTADOS

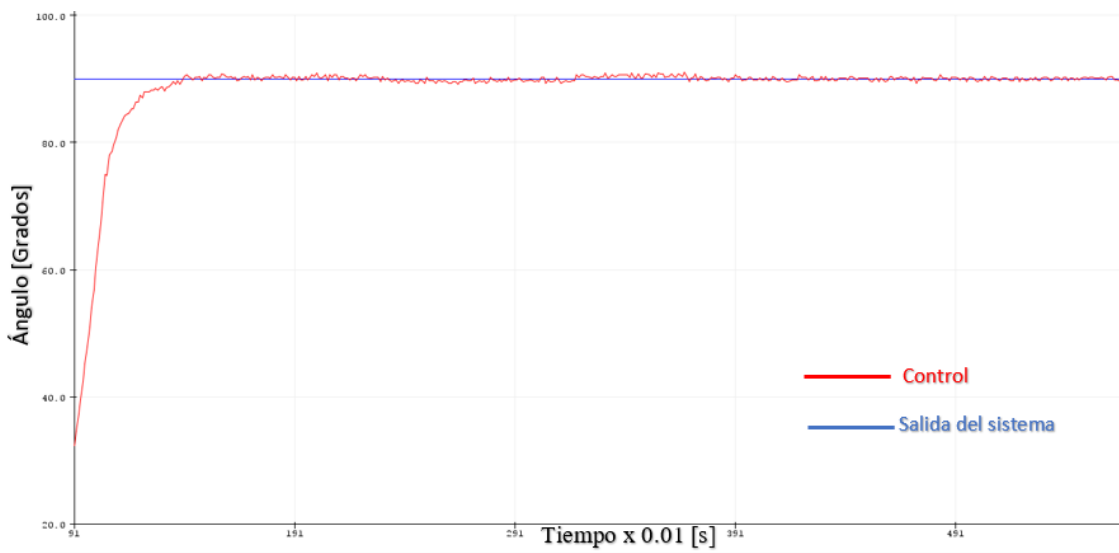
En eel capítulo se analiza los resultados del equipo de rehabilitación, mediante la realización de cuatro pruebas diferentes para cada movimiento del prototipo

#### 4.1 Resultados movimiento de flexo- extensión

##### 4.1.1 Prueba con SetPoint constante y sin carga

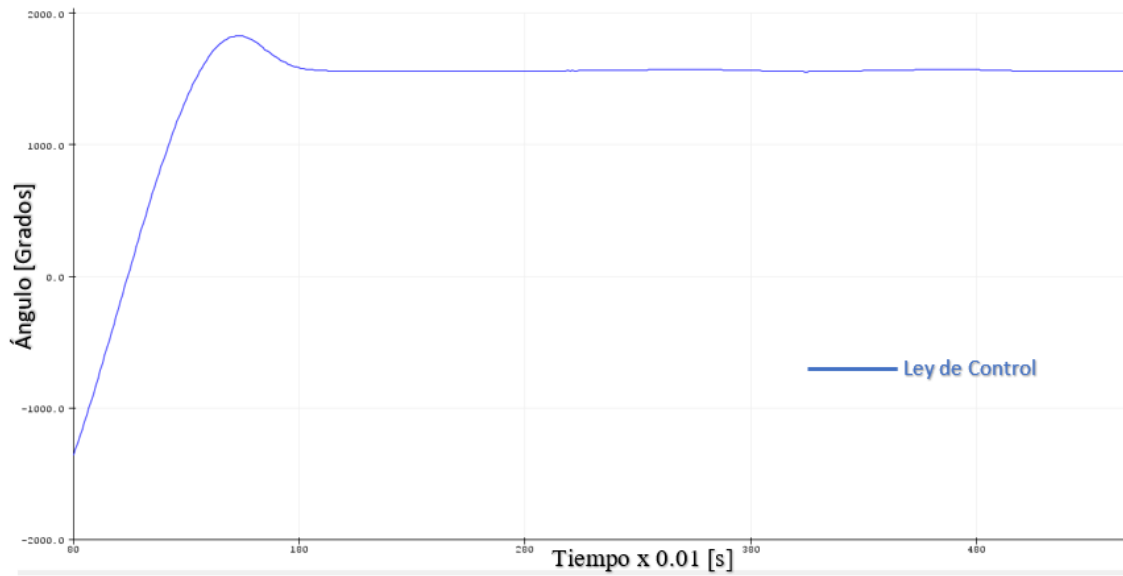
Se procede a realizar la prueba con SetPonit constante y sin carga, usando un ángulo de 90°.

En la Figura 52, se muestra la salida del sistema y el SetPoint que se ha establecido.



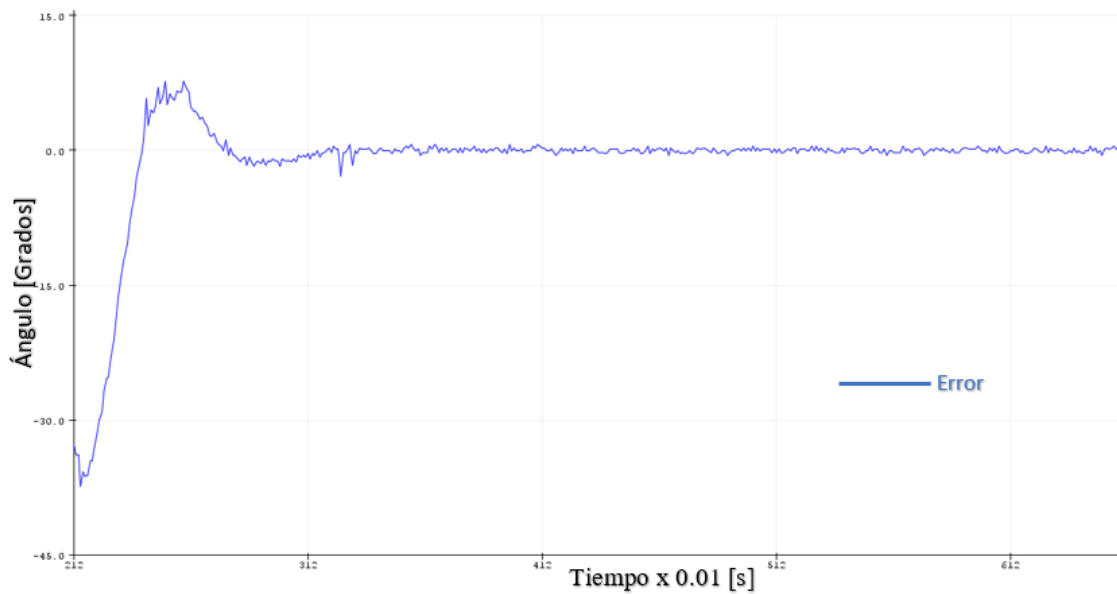
**Figura 52.** Salida del sistema sin carga, del movimiento de flexo extensión.

La Figura 53 muestra la gráfica de ley control del sistema de flexo-extensión.



**Figura 53.** Señal de control sin carga, del movimiento de flexo extensión

En la Figura 54 se observa la gráfica del error obtenido en el momento de implementar el control.



**Figura 54.** Gráfica del error sin carga del movimiento de flexo extensión.

Con las señales de control representadas en la Figura 52, Figura 53 y Figura 54 se obtienen los valores de error entre el SetPoint y la salida del sistema, tiempo de levantamiento ( $t_r$ ) y tiempo de establecimiento ( $t_s$ ), de la los cuales se presentan en la Tabla 16.

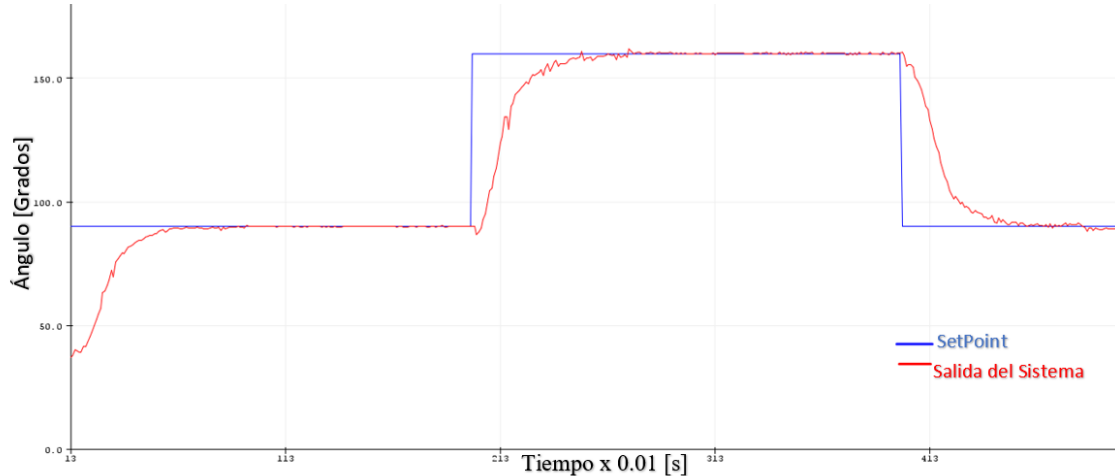
**Tabla 16.** Resultados prueba 1, movimiento de flexo extensión.

<b>Error</b>	0.48	grados
<b><math>t_r</math></b>	0.51	segundos
<b><math>t_s</math></b>	1.90	segundos

#### 4.1.2 Prueba con variación de SetPoint y sin Carga

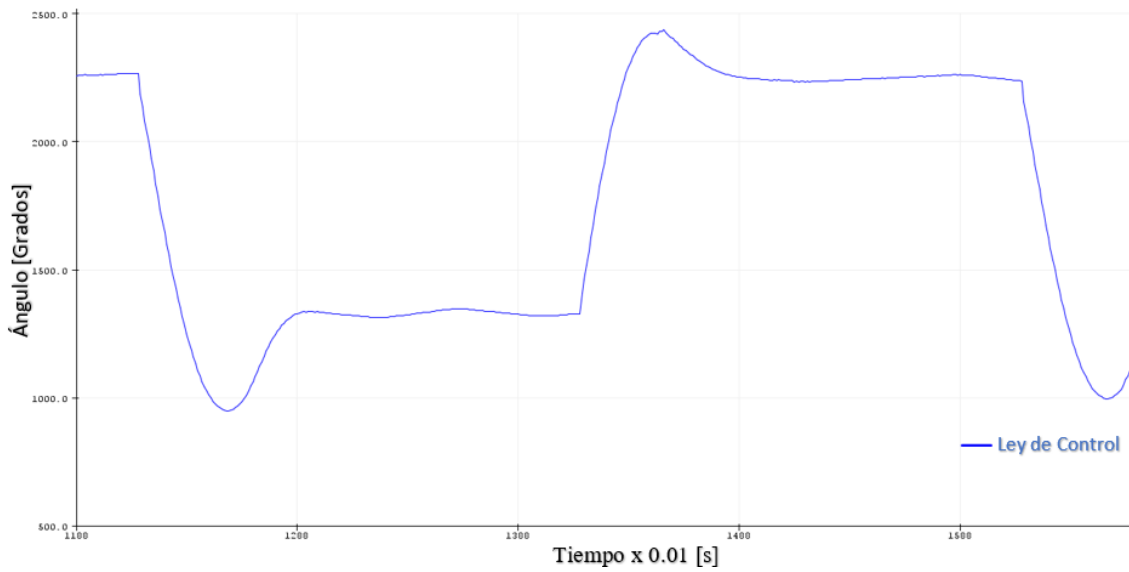
Para la prueba con variación de SetPoint sin carga se procede a enviar 2 valores de SetPoint diferentes uno de  $90^\circ$  y otro de  $160^\circ$  para verificar la respuesta del sistema.

La Figura 55 muestra la salida del sistema, la cual va cambiando acorde al cambio del SetPoint.



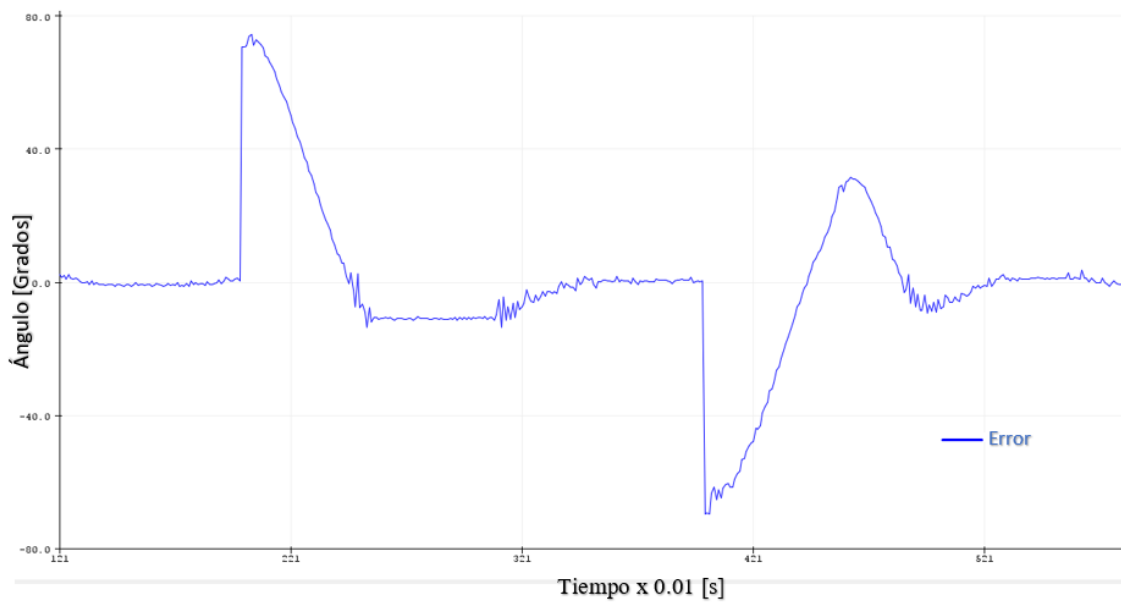
**Figura 55.** Salida del sistema sin carga con SetPoint variable del movimiento de flexo-extensión.

El la Figura 56 se puede apreciar la ley de control que se obtiene en cada cambio de SetPoint.



**Figura 56.** Señal de control sin carga con SetPoint variable del movimiento de flexo extensión.

El error que posee el controlador se lo puede apreciar en la Figura 57.



**Figura 57.** Error sin carga con SetPoint variable del movimiento de flexo-extensión.

En la Tabla 17 se presenta los valores de error, tiempo de subida, tiempo de establecimiento obtenidos al realizar la prueba con variación de SetPoint y sin carga.

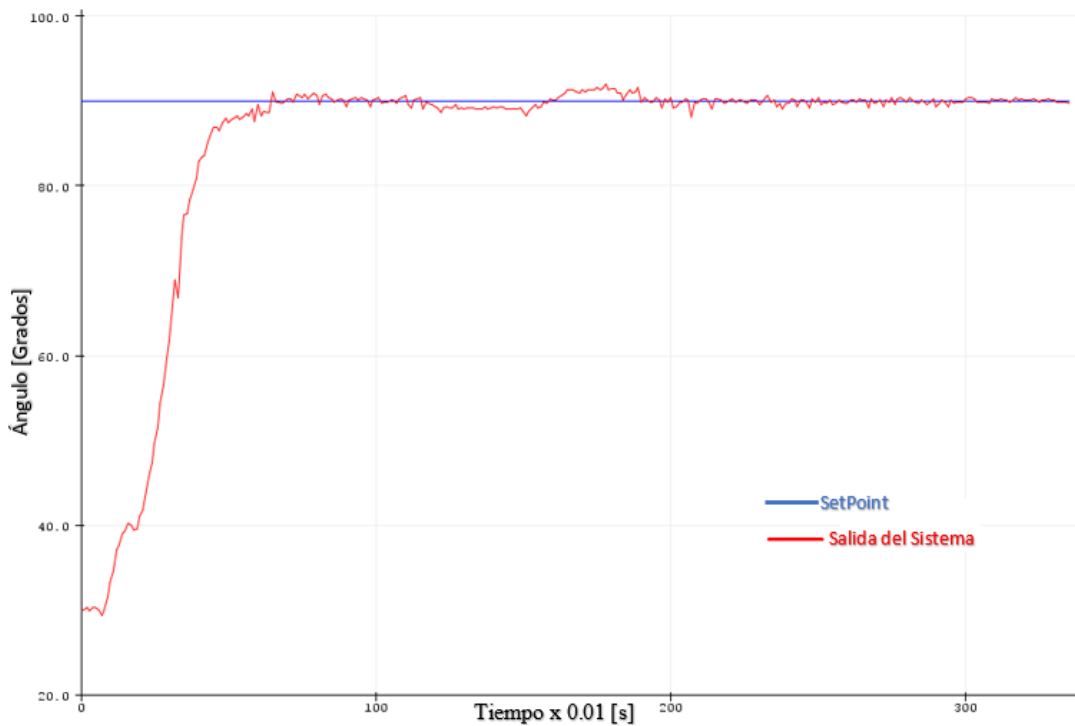
**Tabla 17.** Tabla de resultados prueba 2. movimiento de flexo-extensión.

<b>Error</b>	0.64	grados
<b>tr</b>	0.53	segundos
<b>ts</b>	1.21	segundos

#### 4.1.3 Prueba con SetPoint constante y con carga

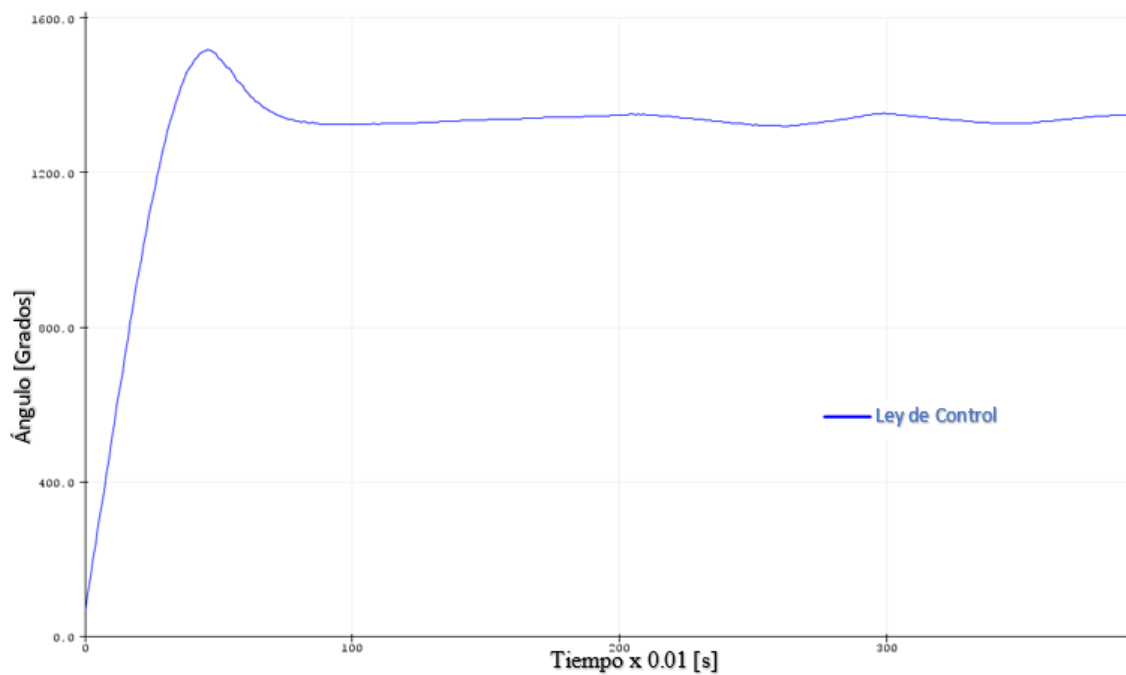
Para la prueba con SetPoint constante y con carga se procede a realizar el análisis con una persona usando el equipo y con un SetPoint de 90°.

En la Figura 58 se puede apreciar la salida del sistema cuando una persona está usando el rehabilitador.



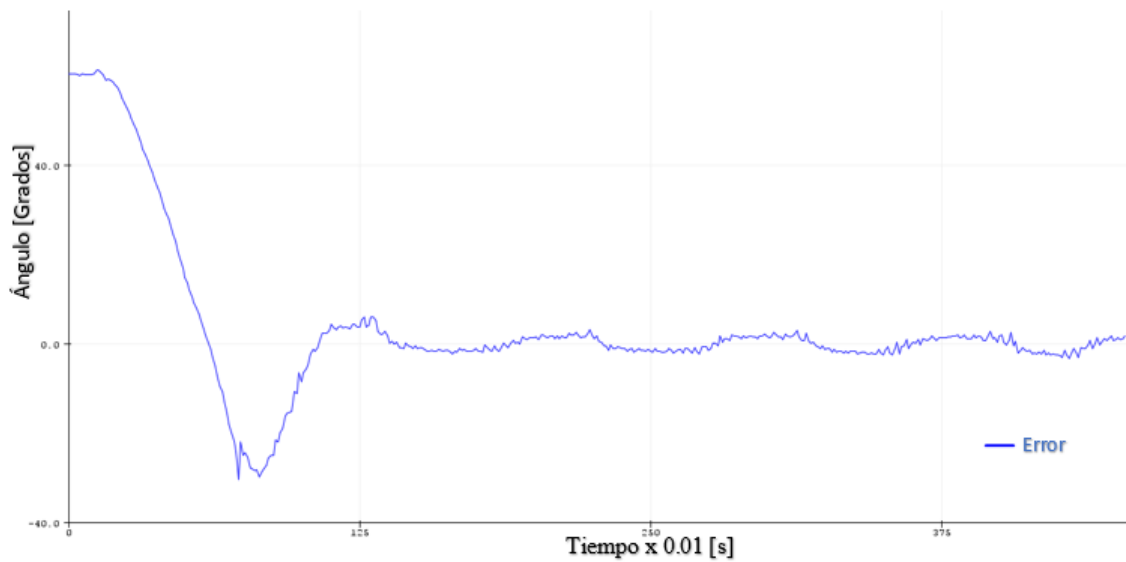
**Figura 58.** Salida del sistema con carga del movimiento de flexo-extensión.

Al observar la Figura 59, se puede ver la señal de control del equipo cuando se ejerce una carga sobre el prototipo.



**Figura 59.** Señal de control con carga, del movimiento de flexo-extensión.

Como se muestra en la Figura 60, el error para el equipo es mínimo cuando se lo está usando.



**Figura 60.** Error con carga del movimiento de flexo-extensión

Los valores de error, tiempo de subida, tiempo de establecimiento obtenidos al realizar la prueba con SetPoint constante y con carga, se presentan en la Tabla 18.

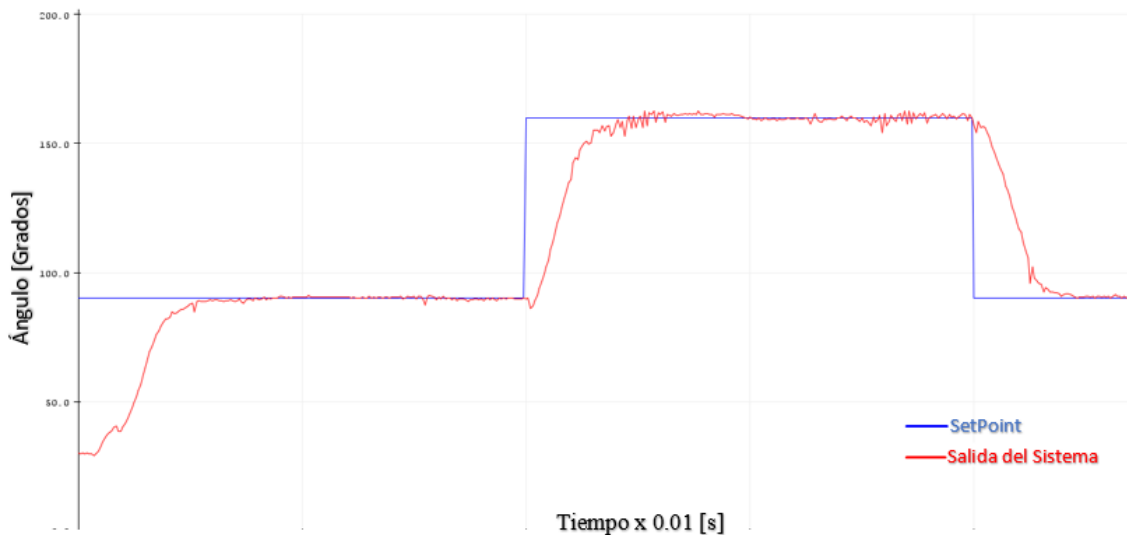
**Tabla 18.** Tabla de resultados prueba 3. movimiento de flexo-extensión

<b>Error</b>	0.41	grados
<b>tr</b>	0.43	segundos
<b>ts</b>	1.52	segundos

#### 4.1.4 Prueba con variación de SetPoint y con carga

La prueba con variación de SetPoint y con carga se ejecuta conjuntamente con una persona que utiliza el rehabilitador y con dos valores de SetPoint uno de 90° y otro 160°.

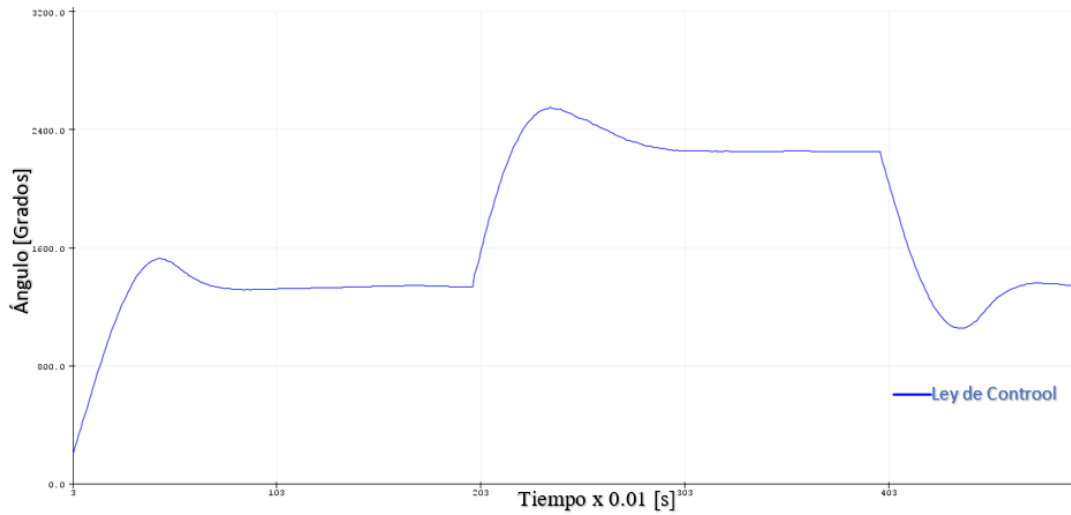
La salida del sistema la cual va cambiando acorde cambia el SetPoint se la observa en la Figura 61. Salida del sistema con carga y SetPoint variable del movimiento de flexo-extensión.



**Figura 61.** Salida del sistema con carga y SetPoint variable del movimiento de flexo-extensión.

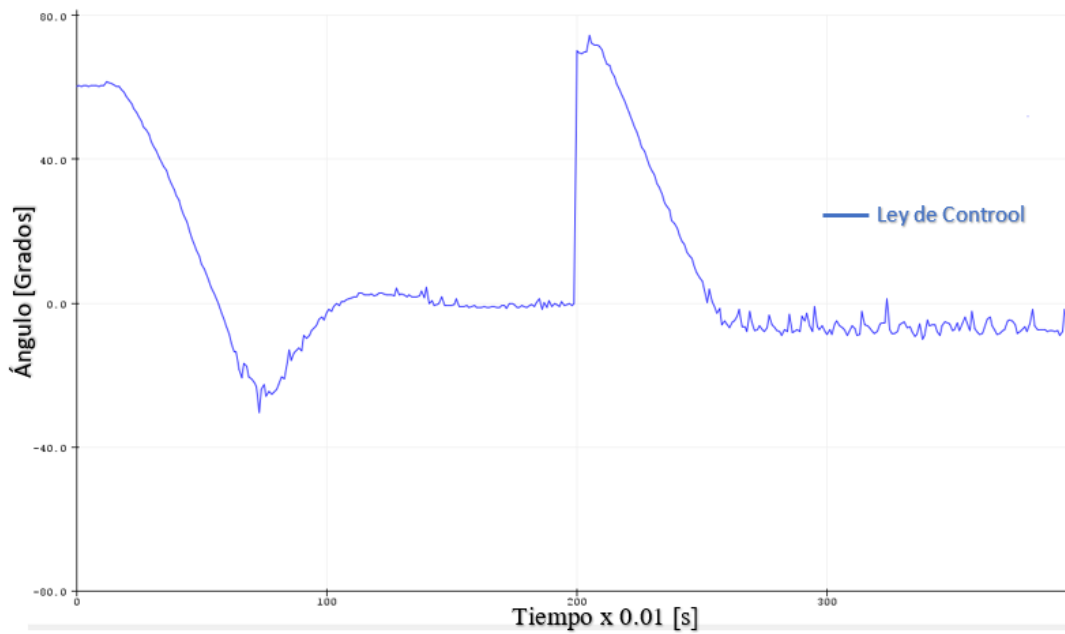
En la Figura 62. Señal de control con carga y SetPoint variable del movimiento de flexo-extensión. se puede apreciar la señal de control del sistema con carga acorde a la variación del SetPoint.





**Figura 62.** Señal de control con carga y SetPoint variable del movimiento de flexo-extensión.

La gráfica del error para el movimiento de flexo-extensión se lo puede observar en la Figura 63. Error con carga y SetPoint variable, movimiento de flexo-extensión., al usar un SetPoint variable en el rehabilitador mientras tiene una carga.



**Figura 63.** Error con carga y SetPoint variable, movimiento de flexo-extensión.

Mediante las señales de control presentadas en la Figura 61, Figura 62 y Figura 63, se obtiene los valores mostrados en la Tabla 19, de error, tiempo de subida, tiempo de establecimiento de la realización de la prueba con SetPoint variable y con carga.

**Tabla 19.** Tabla de resultados prueba 4, movimiento de flexo-extensión.

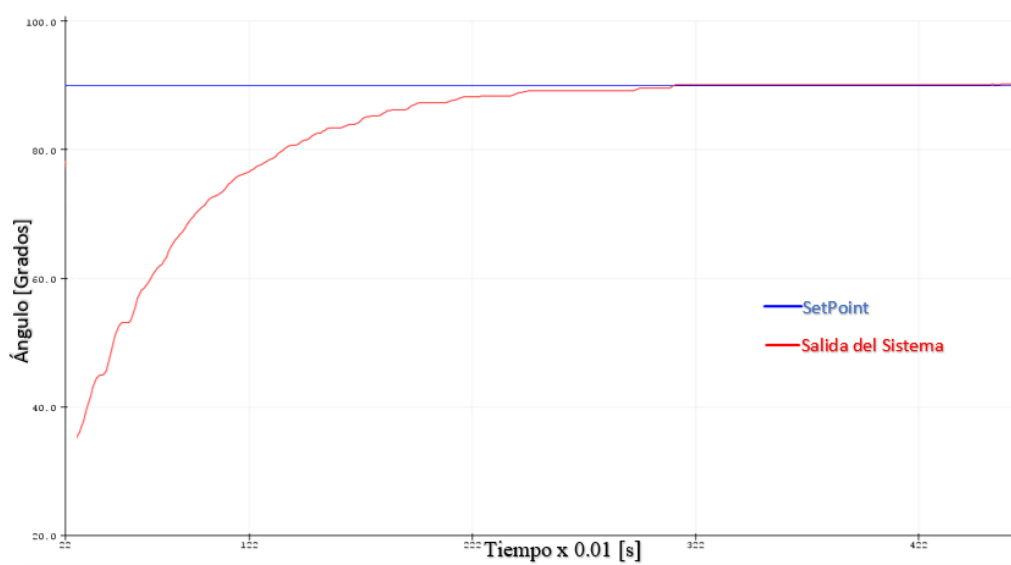
<b>Error</b>	0.67	grados
<b>tr</b>	0.61	segundos
<b>ts</b>	1.53	segundos

## 4.2 Resultados movimiento de aducción- abducción.

### 4.2.1 Prueba con SetPoint constante y sin carga

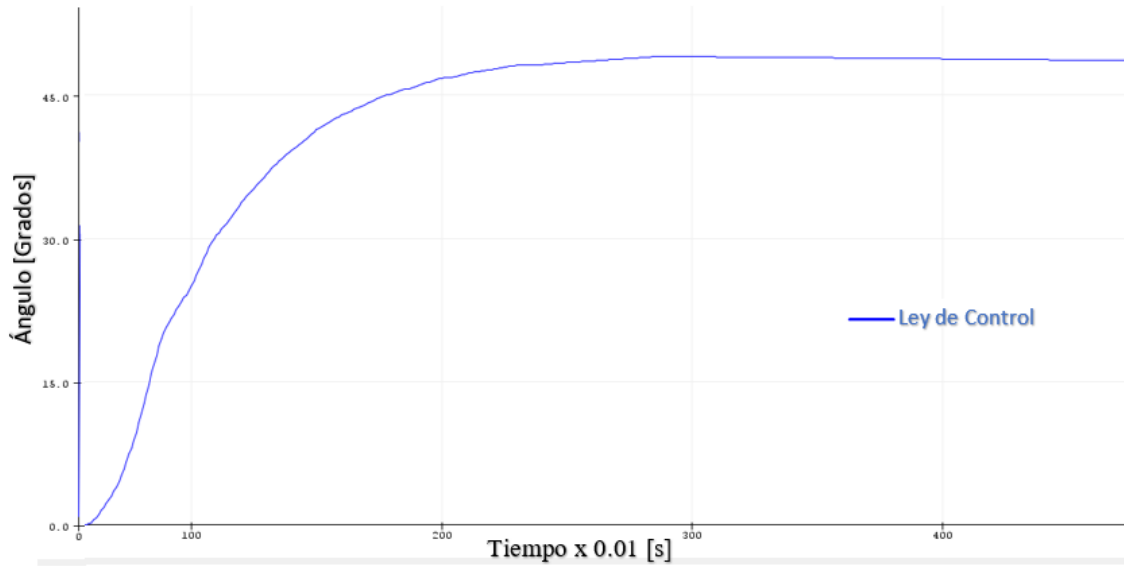
Se procede a realizar la prueba con SetPoint constante y sin carga con un ángulo de 90° y sin carga.

En las Figura 64, se observa la salida del sistema y el SetPoint que se ha establecido en el inicio de la prueba.



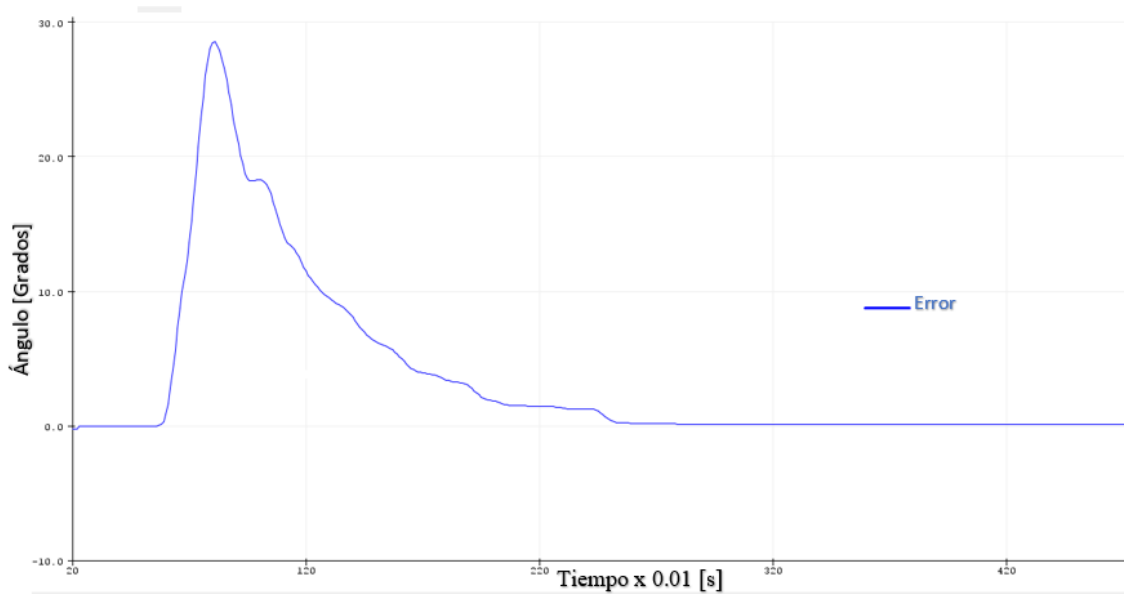
**Figura 64.** Salida del sistema sin carga, del movimiento de aducción- abducción.

La señal de control del sistema para el movimiento de aducción- abducción. se la puede apreciar en la Figura 65.



**Figura 65** Señal de control sin carga del movimiento de aducción- abducción

La gráfica del error para el sistema sin carga y con un valor único SetPoint se lo puede apreciar en la Figura 66.



**Figura 66.** Gráfica del erro sin caga del movimiento de aducción- abducción.

La Tabla 20 se presenta valores de error, tiempo de subida, tiempo de establecimiento obtenidos al realizar la prueba con SetPoint constante y sin carga.

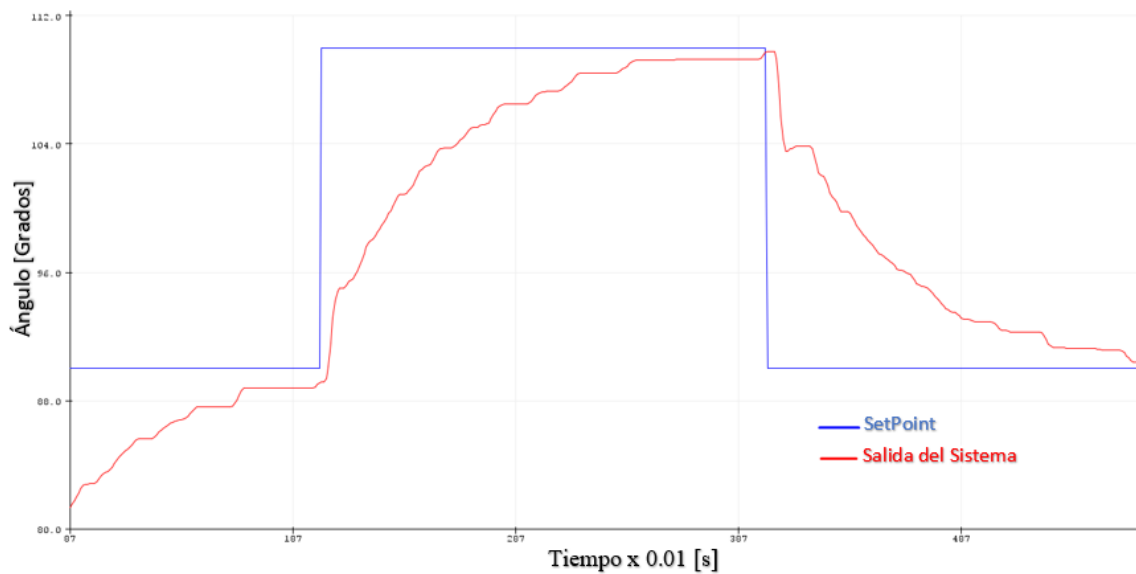
**Tabla 20.** resultados prueba 1 movimiento de flexo extensión.

<b>Error</b>	0.59	grados
<b>tr</b>	1.32	segundos
<b>ts</b>	3.1	segundos

#### 4.2.2 Prueba con variación de SetPoint y sin Carga

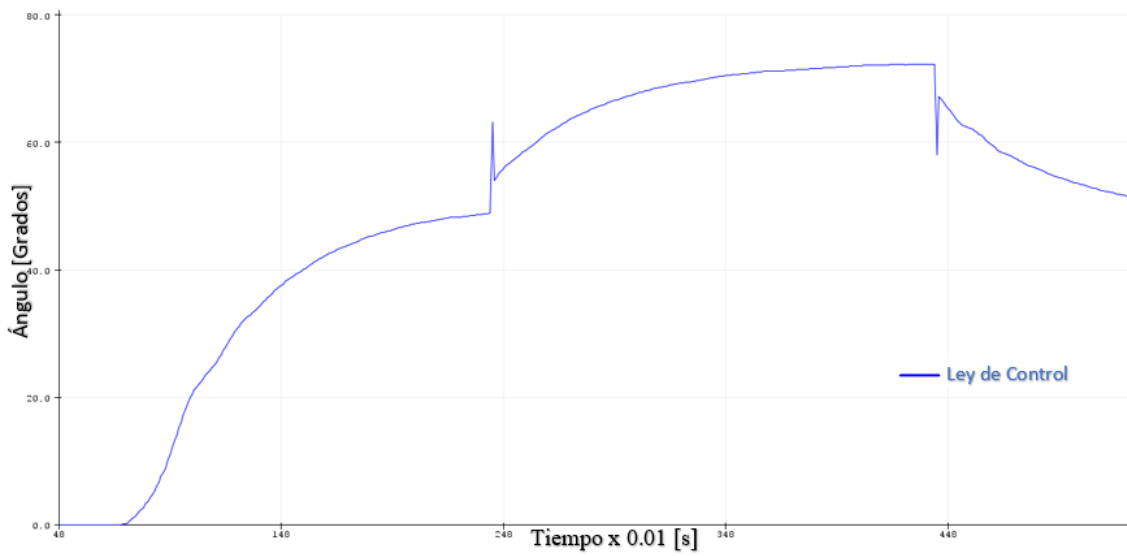
Para la prueba con variación de SetPoint y sin carga se procede a enviar 2 valores de SetPoint diferentes uno de 90° y otro de 110° para verificar el control del sistema.

En Figura 67 se muestra la salida de sistema, la cual va variando acorde cambia el SerPoint.



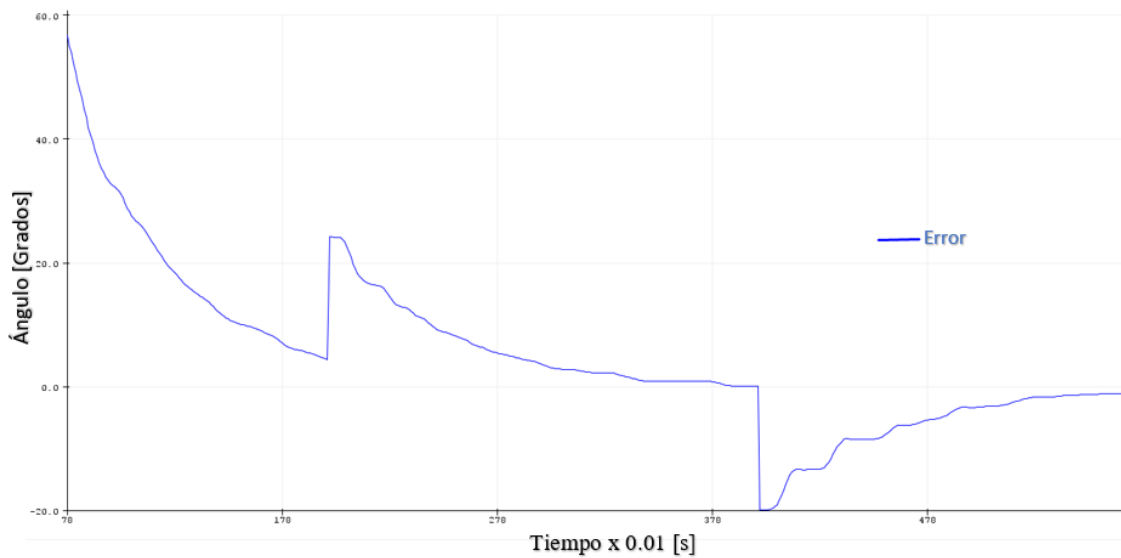
**Figura 67.** Salida del sistema sin carga con SetPoint variable del movimiento de aducción- abducción.

La señal que se obtiene en el sistema se la puede observar en la Figura 68.



**Figura 68.** Señal de control sin carga con SetPoint variable, del movimiento de aducción- abducción.

Las gráficas del error del sistema sin carga y con un SetPoint variable se encuentra en la Figura 69.



**Figura 69.** Error sin carga con SetPoint variable del movimiento de aducción- abducción.

Con las señales de control representadas en la Figura 67, Figura 68 y Figura 69 de la prueba con variación de SetPoint y sin carga, se obtiene los valores de error entre el SetPoint y la salida

del sistema, tiempo de levantamiento ( $t_r$ ) y tiempo de establecimiento ( $t_s$ ), los cuales se presentan en la Tabla 21.

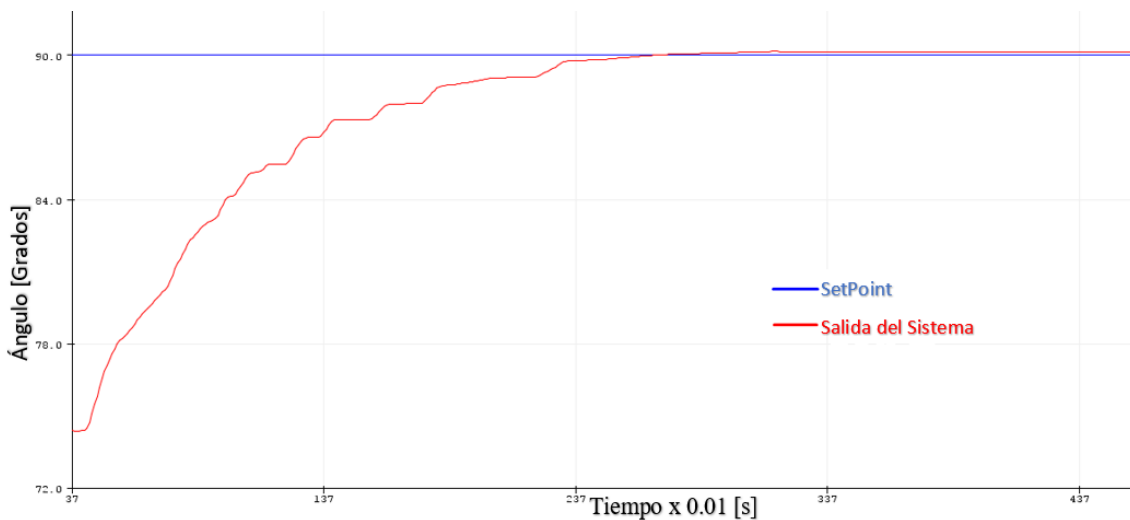
**Tabla 21** Tabla de resultados prueba 2. movimiento de aducción- abducción.

<b>Error</b>	0.73	grados
<b><math>t_r</math></b>	1.32	segundos
<b><math>t_s</math></b>	2.12	segundos

#### 4.2.3 Prueba con SetPoint constante y con carga

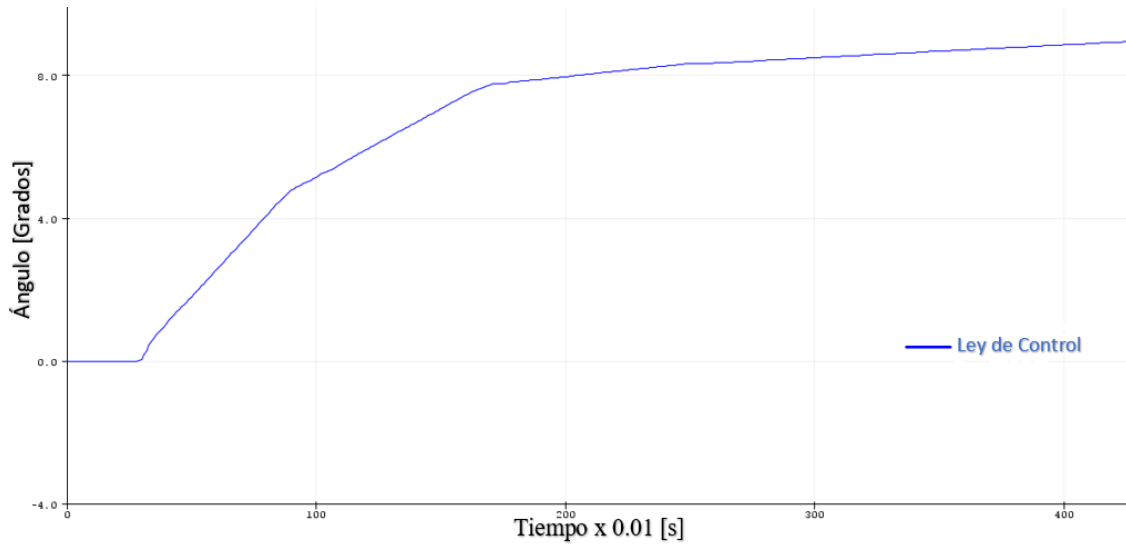
En la prueba con SetPoint constante y con carga para el movimiento de aducción-abducción se procede a realizar el control con una persona usando el equipo y con un SetPoint de  $90^\circ$

Las gráficas de la salida del sistema cuando el equipo está sometido a una carga se muestran en la Figura 70.



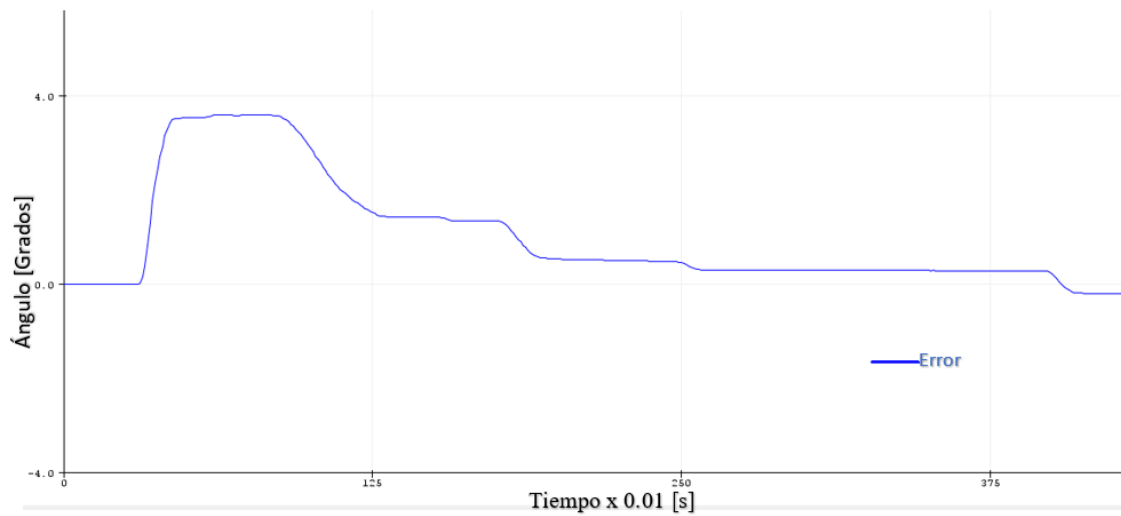
**Figura 70.** Salida del sistema con carga, del movimiento de aducción- abducción.

En la Figura 71, se puede apreciar la señal de control del equipo cuando se ejerce una carga sobre el prototipo.



**Figura 71.** Señal de control con carga, del movimiento de aducción- abducción.

En la Figura 72 se aprecia que el error cuando la máquina se está usando es mínimo.



**Figura 72.** Error con carga, del movimiento de aducción- abducción.

Los valores de, tiempo de subida, tiempo de establecimiento y error obtenidos al realizar la prueba con SetPoint constante y con carga se muestran en la Tabla 22.

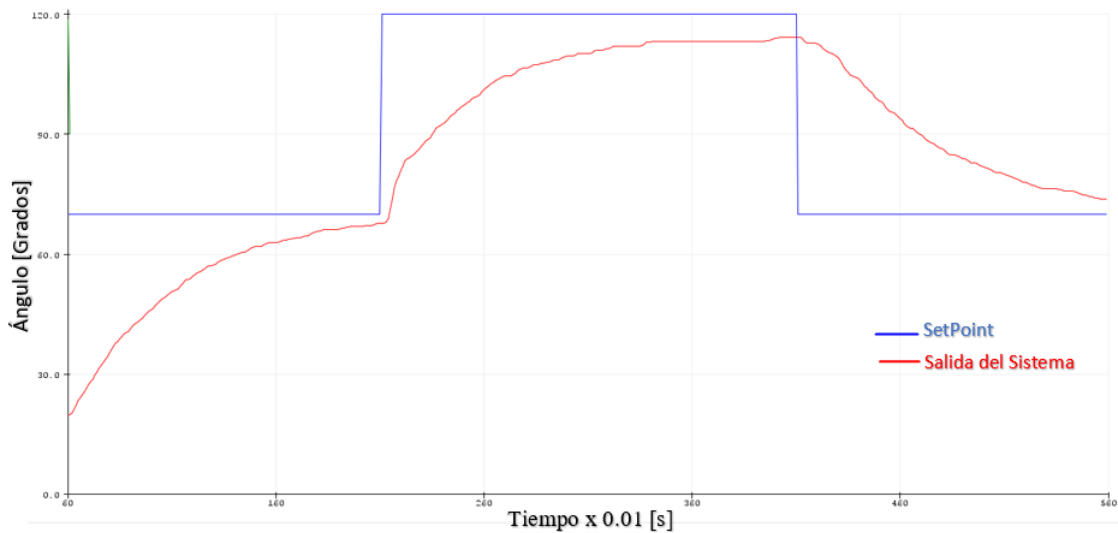
**Tabla 22.** Tabla de resultados prueba 3, movimiento de aducción- abducción.

<b>Error</b>	0.24	grados
<b>tr</b>	1.35	segundos
<b>ts</b>	2.51	segundos

#### 4.2.4 Prueba con variación de SetPoint y con carga

En la prueba con variación de SetPoint y con carga, se utiliza el rehabilitador en funcionamiento con una persona y 2 valores de SetPoint diferente uno de  $70^\circ$  y otro  $120^\circ$ .

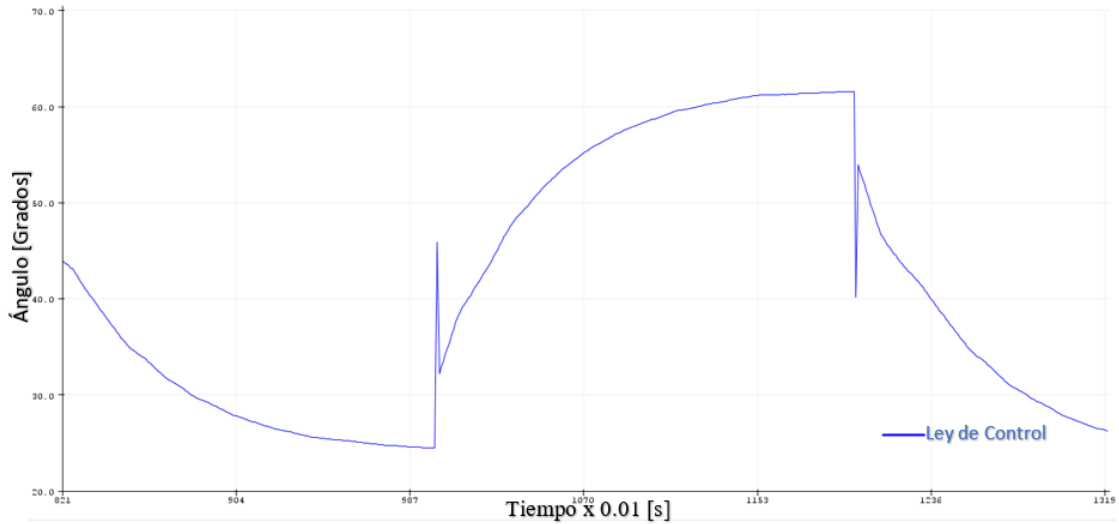
En la Figura 73 se puede observar la señal del sistema, y como esta va cambiando acorde varía el SetPoint.



**Figura 73.** Salida del sistema con carga y SetPoint variable del movimiento de aducción- abducción.

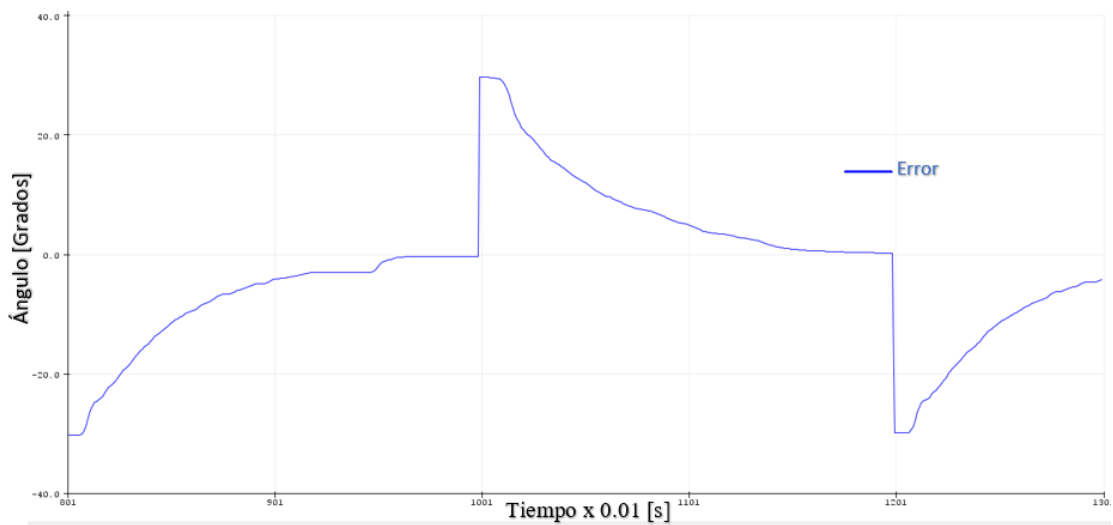
La variación del control conjunto varía el SetPoint se la puede apreciar en la Figura 74.





**Figura 74.** Señal de control con carga y SetPoint variable del movimiento de aducción- abducción.

La Figura 75 muestra el error, acorde va variando el SetPoint en el sistema.



**Figura 75.** Error con carga y SetPoint variable del movimiento de aducción- abducción.

Con las señales de control representadas en la Figura 73, Figura 74 y Figura 75 , de la prueba con variación de SetPoint y con carga, se obtiene los valores de error entre el SetPoint y la salida del sistema, tiempo de levantamiento ( $t_r$ ) y tiempo de establecimiento ( $t_s$ ), loa cuales se presentan en la Tabla 23.

**Tabla 23.** Tabla de resultados prueba 4, movimiento de aducción- abducción.

<b>Error</b>	0.49	grados
<b>tr</b>	1.15	segundos
<b>ts</b>	2.15	segundos

#### 4.1 Análisis económico

Para la realización del proyecto se ha tenido gastos económicos, tanto para la construcción de las partes mecánicas del rehabilitador, como para la parte electrónica del mismo.

##### 4.1.1 Construcción mecánica

En la Tabla 24 se detalla los componentes necesarios para la construcción mecánica del rehabilitador.

**Tabla 24.** Costos de los componentes para la construcción mecánica del rehabilitador.

<b>Cantidad</b>	<b>Descripción</b>	<b>Precio por unidad [\$]</b>	<b>Precio total [\$]</b>
517 ml	Impresión 3D en resina Tough 200	0.30	155.10
1	Impresión 3D en ABS	37.50	37.50
1	Plancha de MDF	2.50	2.5
14	Perno tuerca y rodela M5X20mm	0.15	2.10
2	Perno M5X50mm	0.25	0.50
2	Perno M2X10mm	0.10	0.20
<b>TOTAL</b>			197,90

##### 4.1.2 Construcción Electrónica

En la Tabla 25 se detalla los componentes electrónicos necesarios para la construcción electrónica del control de la máquina, el costo de los componentes este establecido acorde al precio de venta de los mismos en el país.

**Tabla 25.** Costos de los componentes para la construcción electrónica.

<b>Cantidad</b>	<b>Descripción</b>	<b>Precio por unidad [\$]</b>	<b>Precio total [\$]</b>
2	ServoMotor mg966R	11	22
2	Modulo Bluetooth HC-05	5.50	11
2	Acelerómetro MPU6050	3.50	7
1	Fuente de 12 voltios	6	6
1	Step Down	3.50	3.50
-	Cables para conexión	1	1
1	Estaño	0.50	0.50
2	Arduino Uno	12	24
<b>TOTAL</b>			<b>75</b>

#### **4.1.3 Mano de obra**

Para establecer el precio sobre la mano de obra, en toma en cuenta el salario básico de un ingeniero en el Ecuador, el cual está establecido aproximadamente en 500 dólares acorde al Ministerio de Trabajo y se lo divide como se muestra en la Tabla 26.

**Tabla 26.** Costos de mano de obra.

<b>Mano de Obra</b>	<b>Horas</b>	<b>Valor por Hora [\$]</b>	<b>Total [\$]</b>
Diseño del rehabilitador	20	10	200
Construcción	50	3.12	156.25
<b>TOTAL</b>			<b>356.25</b>

#### **4.1.4 Total, de costos del rehabilitador.**

Para obtener el costo total del rehabilitador, se debe hacer una sumatoria de todos los gastos detallados en la Tabla 24, Tabla 25 y Tabla 26, como se puede observar en la Tabla 27.

**Tabla 27** Costo total

<b>Nombre del Costo</b>	<b>Valor [\$]</b>
Construcción Mecánica	197,90
Construcción Electrónica	75
Mano de Obra	356.25
<b>Total</b>	<b>629,15</b>

## CAPITULO V

### CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

En este capítulo se presentan las conclusiones y recomendaciones obtenidas en el desarrollo de este proyecto de titulación.

#### 5.1 Conclusiones

- Se realizó el análisis de las lesiones, antropometría y estructura de la muñeca, para conocer los parámetros de diseños del dispositivo, como los ángulos de movimientos al igual que grados de libertad de la articulación, lo cual permitió conocer que los ángulos para el funcionamiento del prototipo de rehabilitación se encuentran en un rango, entre 70 a 90 grados para el movimiento de flexo extensión y entre 20 a 60 grados para el movimiento de aducción- abducción.
- Se diseñó el rehabilitador de muñeca mediante el software de diseño SolidWorks con base a los parámetros adquiridos previamente, los cuales sirvieron para realizar la simulación de desplazamientos y verificar el factor de seguridad mismo que supera el mínimo de 2. Posteriormente se realizó la construcción del dispositivo basado en los planos obtenidos en SolidWorks, lo que permitió garantizar el correcto funcionamiento mecánico del prototipo.
- Se determinó la función de transferencia para los movimientos de flexo-extensión y aducción- abducción mediante la identificación del sistema, obteniendo una aproximación del 92.41% para el movimiento de flexo-extensión y una aproximación del 84.87% para el movimiento de aducción- abducción a partir de estos modelos aproximados se realizó el diseño de los controladores.

- Se realizó la implementación de los controladores PID en la máquina prototipo para los movimientos de flexo-extensión y aducción- abducción, con lo cual se procedió a realizar diferentes pruebas de funcionamiento del equipo, para determinar la viabilidad del controlador.
- Se realizaron varias pruebas para verificar el funcionamiento del control PID del dispositivo de rehabilitación de muñeca. Para el movimiento de flexo-extensión tienen un error aproximado 0.56 grados para el prototipo sin carga y de 0.54 grados para el prototipo con carga, además se puede observar que el tiempo de asentamiento para este movimiento es de aproximadamente 1.73 segundos. Para el movimiento de aducción-abducción, se tiene un error de 0.66 sin carga y de 0.36 con carga, además este movimiento presenta un tiempo de asentamiento de 1.61 segundos aproximadamente, lo cual permite demostrar que el control funciona de una manera adecuada para el prototipo.

## **5.2 Recomendaciones**

- Para una futura mejora del dispositivo, se recomienda usar materiales de construcción de diferentes características, basados en un estudio previo de los mismos, para lograr que el dispositivo tenga mayor resistencia y un mejor funcionamiento.
- Considerar el uso de un microcontrolador diferente, con lo cual se podrá mejorar el control del rehabilitador.
- Diseñar controladores multivariables para el control en conjunto de los movimientos de flexo extensión y aducción-abducción.
- Diseñar un controlador que incluya el movimiento de circunducción de la articulación, para obtener una mejor rehabilitación de la muñeca.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] P. Barbetti, “Editorial 9,” *Prácticas y Discursos*, vol. 7, no. 9, pp. 9–118, 2018, doi: 10.30972/dpd.792797.
- [2] J. Luis and B. Samper, “Proceso rehabilitador en lesiones,” *Amf*, vol. 15, no. 10, pp. 600–606, 2019, [Online]. Available: [https://amf-semfyc.com/web/article\\_ver.php?id=2541](https://amf-semfyc.com/web/article_ver.php?id=2541).
- [3] V. P. Brasales Amores, “Universidad técnica de ambato facultad de ciencias de la salud carrera de terapia física,” *Univ. Técnica Ambato Fac. Ciencias La Salud Carrera Ter. Física*, vol. 2, no. Covid 19, p. 115, 2014, [Online]. Available: <http://repositorio.uta.edu.ec/handle/123456789/8480>.
- [4] A. S. Tenforde *et al.*, “Outpatient Physical, Occupational, and Speech Therapy Synchronous Telemedicine; A Survey Study of Patient Satisfaction with Virtual Visits during the COVID-19 Pandemic,” UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO, 2020.
- [5] J. M. H. JUAN A. GARCÍA, *A “missing” family of classical orthogonal polynomials*, vol. 44, no. 8. 2011.
- [6] M. T. LACOMBA, *FISIOLOGÍA ARTICULAR*, 6TA ed. MADRID: EDITORIAL MEDICA PANAMERICANA, 2005.
- [7] C. Medina, M. Benet, and F. Marco, “El complejo articular de la muñeca: aspectos anatófisiológicos y biomecánicos, características, clasificación y tratamiento de la fractura distal del radio,” *MediSur*, vol. 14, no. 4, pp. 430–446, 2016, [Online]. Available: [http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1727-897X2016000400011&lng=es&nrm=iso&tlng=es%0Ahttp://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1727-897X2016000400011](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1727-897X2016000400011&lng=es&nrm=iso&tlng=es%0Ahttp://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1727-897X2016000400011).

- [8] E. Valero, “Antropometría instituto nacional de higiene y seguridad en el trabajo,” *Inst. Nac. Secur. e Hig. en el Trab.*, vol. 1, no. 2, pp. 1–21, 2011, [Online]. Available: [http://www.insht.es/Ergonomia2/Contenidos/Promocionales/Diseno del puesto/DTEAntropometriaDP.pdf](http://www.insht.es/Ergonomia2/Contenidos/Promocionales/Diseno%20del%20puesto/DTEAntropometriaDP.pdf).
- [9] F. de I. Industrial, “Laboratorio de Condiciones de Trabajo 2011-2,” 2011.
- [10] D. S. M. A. Ayala, “Las medidas antropométricas de la mano influyen en la presencia de sintomatología propia del Síndrome del Túnel Carpiano en los trabajadores del área administrativa de una universidad de Quito, en el primer trimestre del año 2013,” 2013.
- [11] L. G. Santos, J. A. Beltrán, and C. B. Pitarque, “Lesiones deportivas de la muñeca y mano,” *Arch. Med. del Deport.*, vol. 31, no. 159, pp. 41–50, 2014.
- [12] J. D. Ruiz Joaquina, Hazañas Silvia Melchor Conde, Enriquez Elena, “Fracturas conceptos generales y tratamiento,” *Oncotarget.Com*, vol. 8, no. 31, pp. 1–27, 2017, [Online]. Available: <http://www.oncotarget.com/fulltext/17700>.
- [13] D. Campagne, “Fractura de muñeca.” Sam Franci, p. 5, 2019.
- [14] A. Vanderweyen, “Entorses,” *Gaz. Medicale*, vol. 92, no. 21, pp. 43–51, 1985, doi: 10.1007/2-287-28164-9\_4.
- [15] E. William, “Técnicas de rehabilitación en la medicina deportiva.” Barcelona, p. 498, 2001, [Online]. Available: [http://kinesencia.com.ar/wp-content/uploads/Prentice William\\_deportologia.pdf](http://kinesencia.com.ar/wp-content/uploads/Prentice%20William_deportologia.pdf).
- [16] E. Torres and A. Torres, “INTRODUCCIÓN AL MICROCONTROLADOR,” 2004.
- [17] P. R. Manual, “Arduino ® UNO R3 Target areas : Arduino ® UNO R3 Features,” pp.



- 1–13, 2021.
- [18] S. M. Casco, “Raspberry Pi, Arduino y Beaglebone Black Comparación y Aplicaciones,” p. 17, 2014, [Online]. Available: <http://jeuazarru.com/wp-content/uploads/2014/10/MiniPCs.pdf>.
- [19] Farnell, “Arduino Uno Datasheet,” *Datasheets*, pp. 1–4, 2013, [Online]. Available: <https://www.farnell.com/datasheets/1682209.pdf>.
- [20] C. K. Chang, L. Chiari, Y. Cao, H. Jin, M. Mokhtari, and H. (Eds. . Aloulou, *Inclusive Smart Cities and Digital Health - 14th International Conference on Smart Homes and Health Telematics, ICOST 2016 Wuhan, China, May 25–27, 2016, Proceedings*. 2016.
- [21] B. Ave, D. Number, and R. Date, “MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification,” vol. 1, no. 408, 2012.
- [22] D. A. MAURICIO VELASQUEZ OROZCO and J. A. ARBOLEDA, ANDRES GIOVANNI PALACIO, DIEGO ALEXANDER ZULUAGA JIMENEZ, “Modulo de Servomotor 2,” no. c, pp. 1–43, 2014.
- [23] H. Torque, “MG996R High Torque Metal Gear Dual Ball Bearing Servo This,” no. 6 V, pp. 7–8.
- [24] J. Gálvez Navarro DIRECTOR, G. Montoro López SUBDIRECTOR, and J. Luís Valenzuela González, “TRABAJO FIN DE CARRERA TÍTULO: Control de un módulo bluetooth mediante microcontrolador,” 2005.
- [25] ITEad Studio, “HC - 05 - Bluetooth to Serial Port Module (Datasheet),” *Datasheet*, p. 1, 2010.
- [26] F. Biendicho Lletí and F. J. Toledo Alarcón, “Comunicación Bluetooth entre Arduino

- UNO y Android aplicado a un detector de mentiras,” p. 50, 2015, [Online]. Available: <https://riunet.upv.es/handle/10251/57549>.
- [27] M. Velasco Peña, J. Rodríguez Suárez, and D. Restrepo Ardila, “Caracterización de propiedades mecánicas de piezas en ABS en función de parámetros de proceso de manufactura aditiva FDM,” *Xxi Congr. Nac. Ing. Mecánica*, vol. 11, no. November 2016, pp. 716–722, 2016, [Online]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/312937308%0ACaracterización>.
- [28] P. Tel, A. B. S. Filamento, M. No, and A. Tereftalato, “Ficha de datos de seguridad ABS,” pp. 1–5, 2008, [Online]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/312937308%0ACaracterización>.
- [29] Formlabs, “Tough 2000 Resin,” *Mater. data sheet*, pp. 3–4, 2020, [Online]. Available: <https://formlabs-media.formlabs.com/datasheets/2001340-TDS-ENUS-0P.pdf>.
- [30] S. Plagenhoef, F. Gaynor Evans, and T. Abdelnour, “Anatomical Data for Analyzing Human Motion,” *Res. Q. Exerc. Sport*, vol. 54, no. 2, pp. 169–178, 1983, doi: 10.1080/02701367.1983.10605290.
- [31] S. Durán Agüero, E. Fernandez Godoy, P. Candia Johns, and P. Silva Ocampo, “Factors associated with the healthy body weight in elderly,” *Nutr. Clin. y Diet. Hosp.*, vol. 38, no. 1, pp. 53–60, 2018, doi: 10.12873/381SDuran.
- [32] D. Prensión, A. AL Diseño De Herramientas Manuales, and O. Medina Silva, “Estudio Piloto De Medidas Antropométricas De La Mano Y Fuerzas,” pp. 19–25, 2010, [Online]. Available: <http://repositorio.uchile.cl/bitstream/handle/2250/117152/Tesis.pdf?sequence=1>.

- [33] Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett, *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. 2012.
- [34] J. V. Molina Osejos, “Caracterización de materiales termoplásticos de ABS y PLA semi - rígido impresos en 3D con cinco mallados internos diferentes,” p. 196, 2016, [Online]. Available: <http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/13064>.

## **ANEXOS**

### **ANEXO I**

#### **CÓDIGO DE ARDUINO PARA LA PULSERA DE CONTROL**

```

#include <SoftwareSerial.h>
#include "Wire.h"
#include <MPU6050_light.h>
int pos1=0;
int pos2=0;
String valores;
char Vector[100];
MPU6050 mpu(Wire);
SoftwareSerial mySerial(10, 11); // RX,
TX
unsigned long timer = 0;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  Wire.begin();
  byte status = mpu.begin();
  mySerial.begin(9600); {
    ; }
}

void loop() {
mpu.update();
  if((millis()-timer)>10){
    pos1=(-mpu.getAngleX()+90);
    pos2=(mpu.getAngleZ()+90);
    timer = millis();
  }

  sprintf(Vector,"%i,%i@",pos1,pos2);
  //mySerial.write(pos1);
  //Serial.println(pos1);
  mySerial.write(Vector);
  //Serial.print("DATA,TIME,");
  Serial.println(Vector);

}

```

## **ANEXO II**

### **CÓDIGOS DE ARDUINO PARA LA CAJA DE CONTROL**

## FLEXO-EXTENSIÓN

```
#include <Servo.h>
Servo servo1;
Servo servo2;
double kp = 0.35;
double ki = 7.51;
double kd = 0.00424;
unsigned long currentTime, previousTime;
double elapsedTime;
double error;
double lastError;
double output, setPoint;
float input, angulo;
float input2, angulo2;
double cumError, rateError;
String valores;
String valores2;
void setup(){
  input=0;
  angulo=0;
  input2=0;
  angulo2=0;

  Serial.begin(9600);
  servo1.attach(9);
  servo2.attach(10);
  pinMode(A0,INPUT);
  servo2.write(0);
}
void loop() {
  int Motor1=0;
  int Motor2=0;

  setPoint =valores2.toInt();
  input = analogRead(A0);
  angulo = ((180*input-
180*465)/1023)+27.76;
  output = computePID(angulo);
  //delay(100);
  servo2.write(output);
  Serial.print(setPoint);
  Serial.print(",");
  Serial.println(angulo);
}
double computePID(double inp){
```

```
  currentTime = millis();
  //elapsedTime =
  elapsedTime=0.1;
  error = setPoint - inp;
  cumError += error * elapsedTime;
  rateError = (error -
lastError)/elapsedTime;
  double out = kp*error + ki*cumError +
kd*rateError;
  lastError = error;
  previousTime = currentTime;
  return out;
}
void serialEvent(){
  if(Serial.available()>0){
  valores=Serial.readStringUntil(',');
  valores2=Serial.readStringUntil('@');
  }
}
```

## ADUCCIÓN -ABDUCCIÓN

```
#include "Wire.h"
#include <MPU6050_light.h>
#include <Servo.h>

Servo servo1;
Servo servo2;
String datoss;
float lectura=0;
float lectura2=0;
double kp = 0.21;
double ki = 0.23;
double kd = 0.048;
unsigned long currentTime, previousTime;
double elapsedTime;
double error;
double lastError;
double output, setPoint;
float input, angulo;
float input2, angulo2;
double cumError, rateError;
String valores;
String valores2;
int pos3=0;
MPU6050 mpu(Wire);
unsigned long timer = 0;
void setup() {
  Serial.begin(9600);

  Wire.begin();
  byte status = mpu.begin();

  input=0;
  angulo=0;
  input2=0;
  angulo2=0;

  servo1.attach(9);
  servo2.attach(10);
  pinMode(A0,INPUT);
  servo1.write(0);
  servo2.write(0);
}
void loop() {

  setPoint = valores2.toInt();
```

```
mpu.update();{
  pos3=(mpu.getAngleZ()+90);
}

angulo =(mpu.getAngleZ()+90);
output = computePID(angulo);
  //delay(100);
servo1.write(output);
Serial.print(setPoint);
  Serial.print(",");
  Serial.println(angulo);

}
double computePID(double inp){
  currentTime = millis();
  //elapsedTime = (double)(currentTime
- previousTime);
  elapsedTime=0.1;
  error = setPoint - inp;
  cumError += error * elapsedTime;
  rateError = (error -
lastError)/elapsedTime;

  double out = kp*error + ki*cumError
+ kd*rateError;

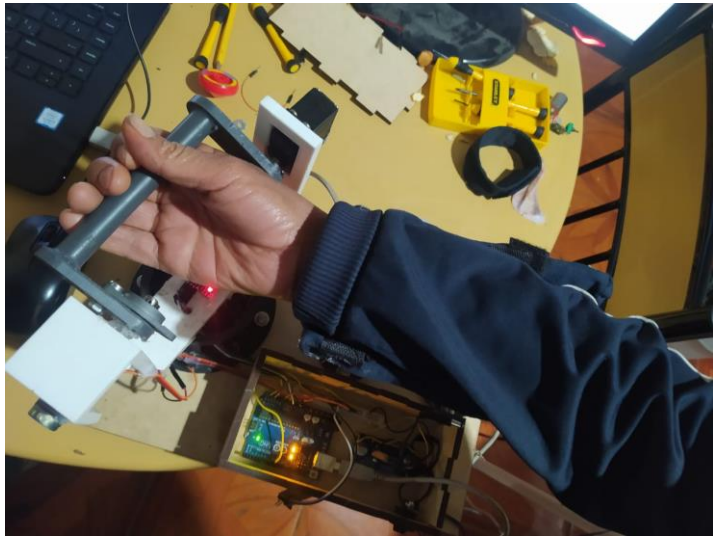
  lastError = error;
  previousTime = currentTime;

  return out;
}
void serialEvent(){
if(Serial.available())>0){
valores=Serial.readStringUntil(',');
valores2=Serial.readStringUntil('@');
}
}
```

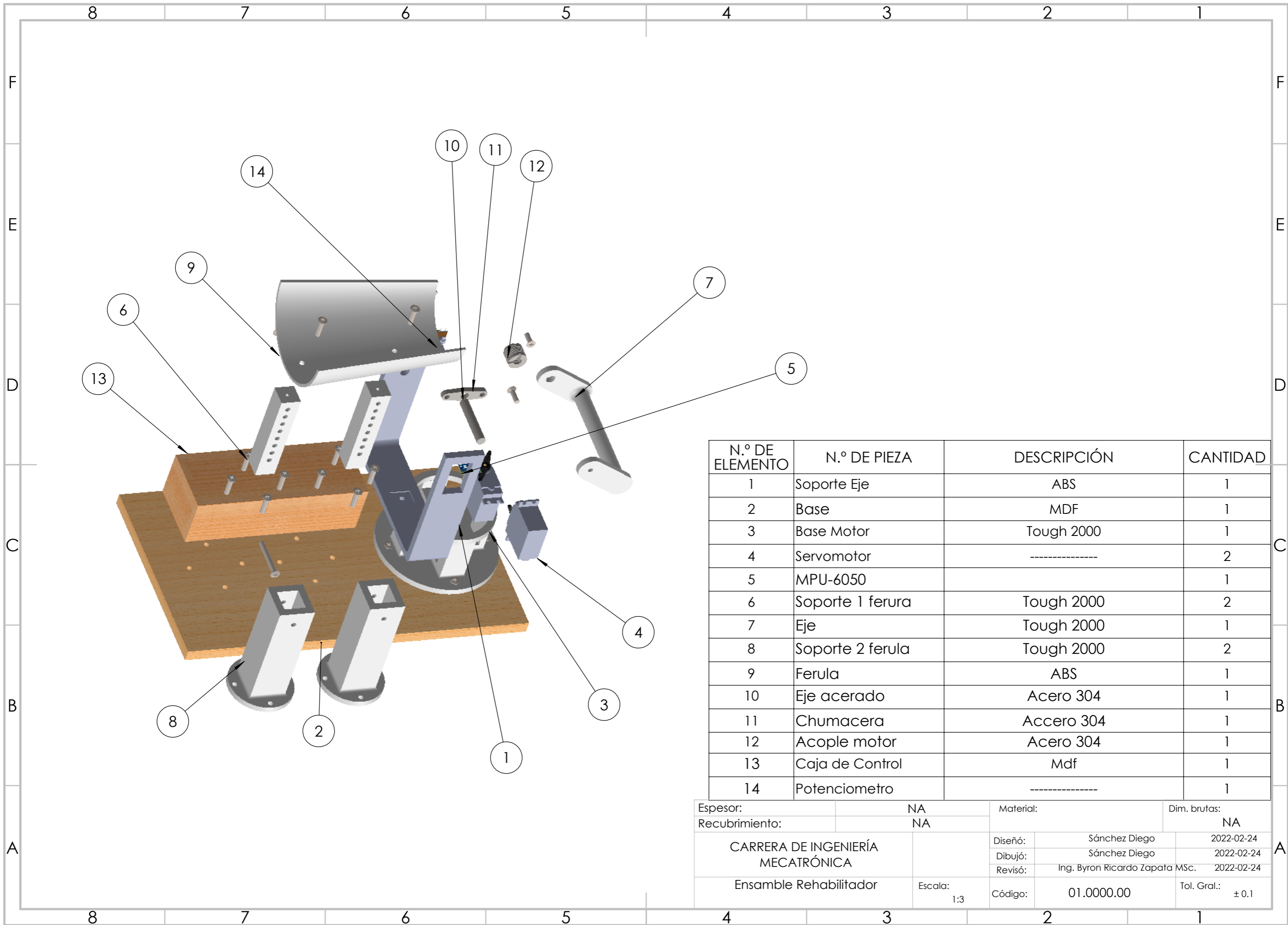


**ANEXO III**

**PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO**

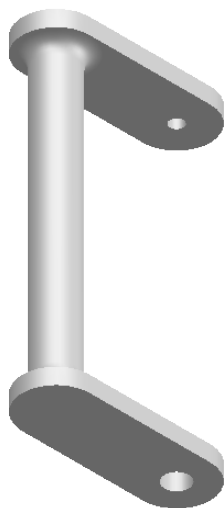
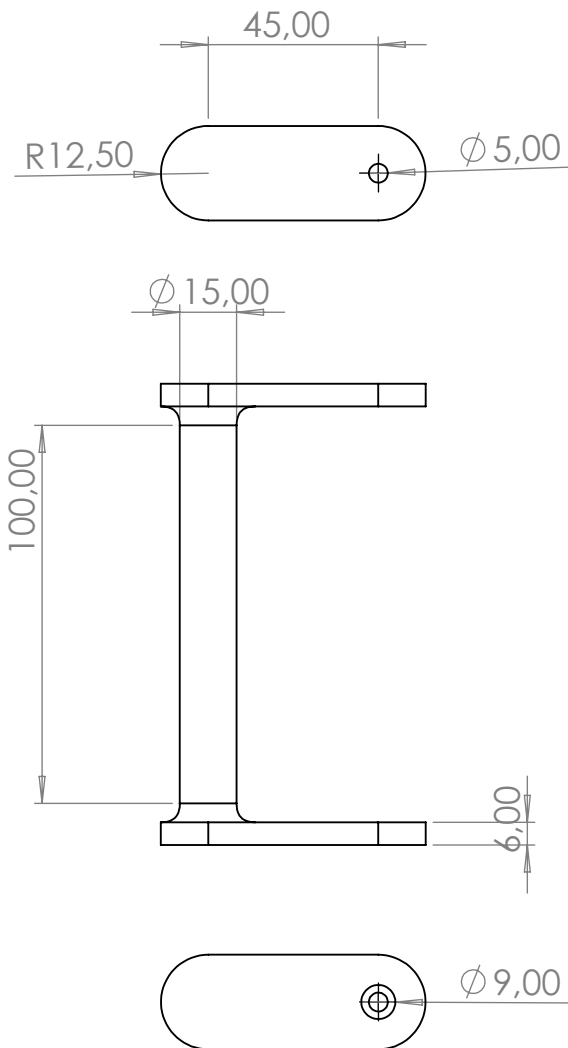



**ANEXO IV**  
**PLANOS MECÁNICOS**

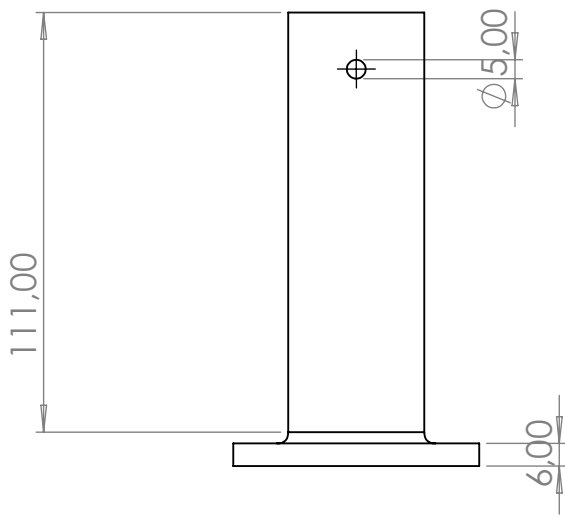
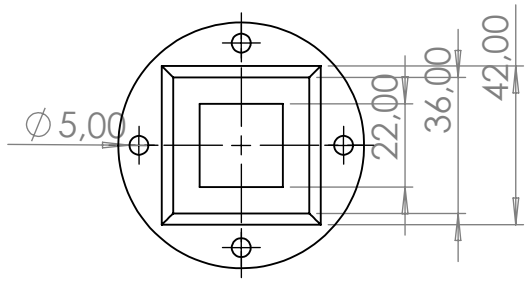


N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD
1	Soporte Eje	ABS	1
2	Base	MDF	1
3	Base Motor	Tough 2000	1
4	Servomotor	-----	2
5	MPU-6050		1
6	Soporte 1 ferura	Tough 2000	2
7	Eje	Tough 2000	1
8	Soporte 2 ferula	Tough 2000	2
9	Ferula	ABS	1
10	Eje acerado	Acero 304	1
11	Chumacera	Accero 304	1
12	Acople motor	Acero 304	1
13	Caja de Control	Mdf	1
14	Potenciometro	-----	1


Espesor:	NA	Material:	Dim. brutas:
Recubrimiento:	NA		NA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA		Diseño:	Sánchez Diego 2022-02-24
		Dibujó:	Sánchez Diego 2022-02-24
		Revisó:	Ing. Byron Ricardo Zapata MSc. 2022-02-24
Ensamble Rehabilitador		Escala: 1:3	Código: 01.0000.00 Tol. Gral.: ± 0.1

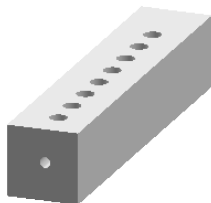
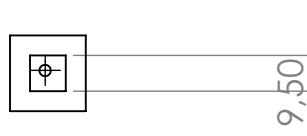
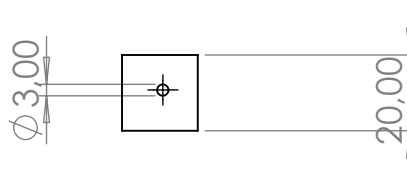
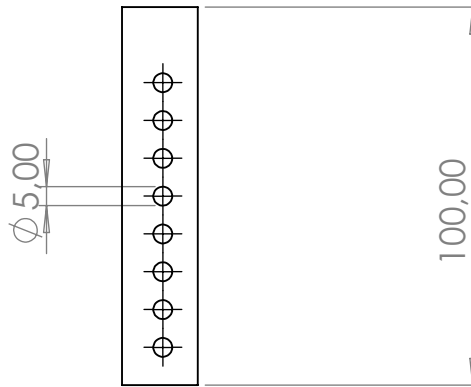



Tratamiento térmico:	Ninguno	Material:	Tough 2000	Dim. brutas:	NA
Recubrimiento:	Ninguno				
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA		Diseño:	Diego Sánchez	2022-02-24	
		Dibujó:	Diego Sánchez	2022-02-24	
		Revisó:	Ing. Byron Ricardo Zapata MSc.	2022-02-24	
Eje	Escala: 1:2	Código:	02.0000.00	Tol. Gral.: ± 0.1	

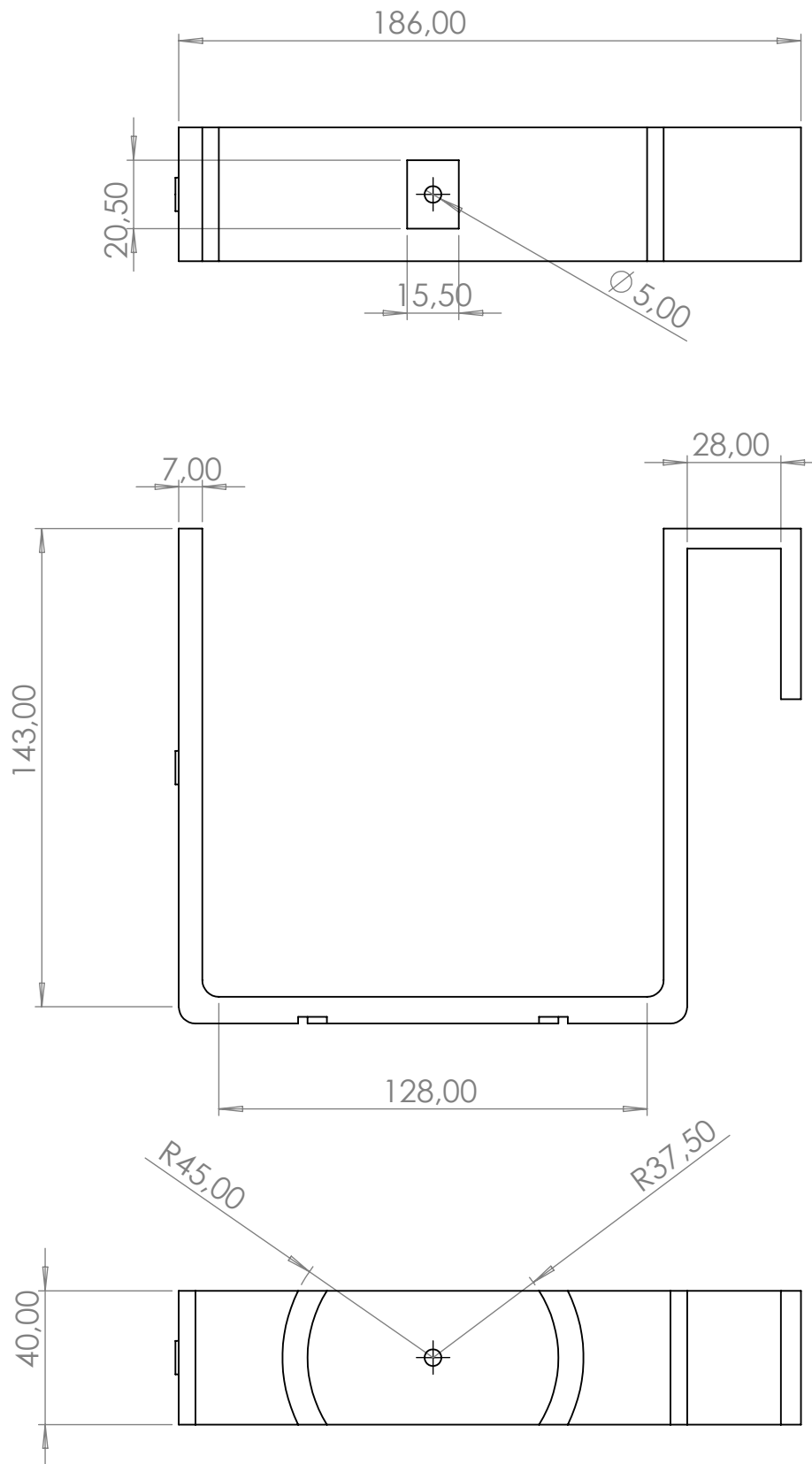



Escala 1:5

Tratamiento térmico:	Ninguno	Material:	Tough 2000	Dim. brutas:	NA
Recubrimiento:	Ninguno				
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA		Diseño:	Diego Sánchez	2022-02-24	
		Dibujó:	Diego Sánchez	2022-02-24	
		Revisó:	Ing. Byron Ricardo Zapata MSc.	2022-02-24	
Soporte Férula 2	Escala: 1:2	Código:	03.0000.00	Tol. Gral.: ± 0.1	

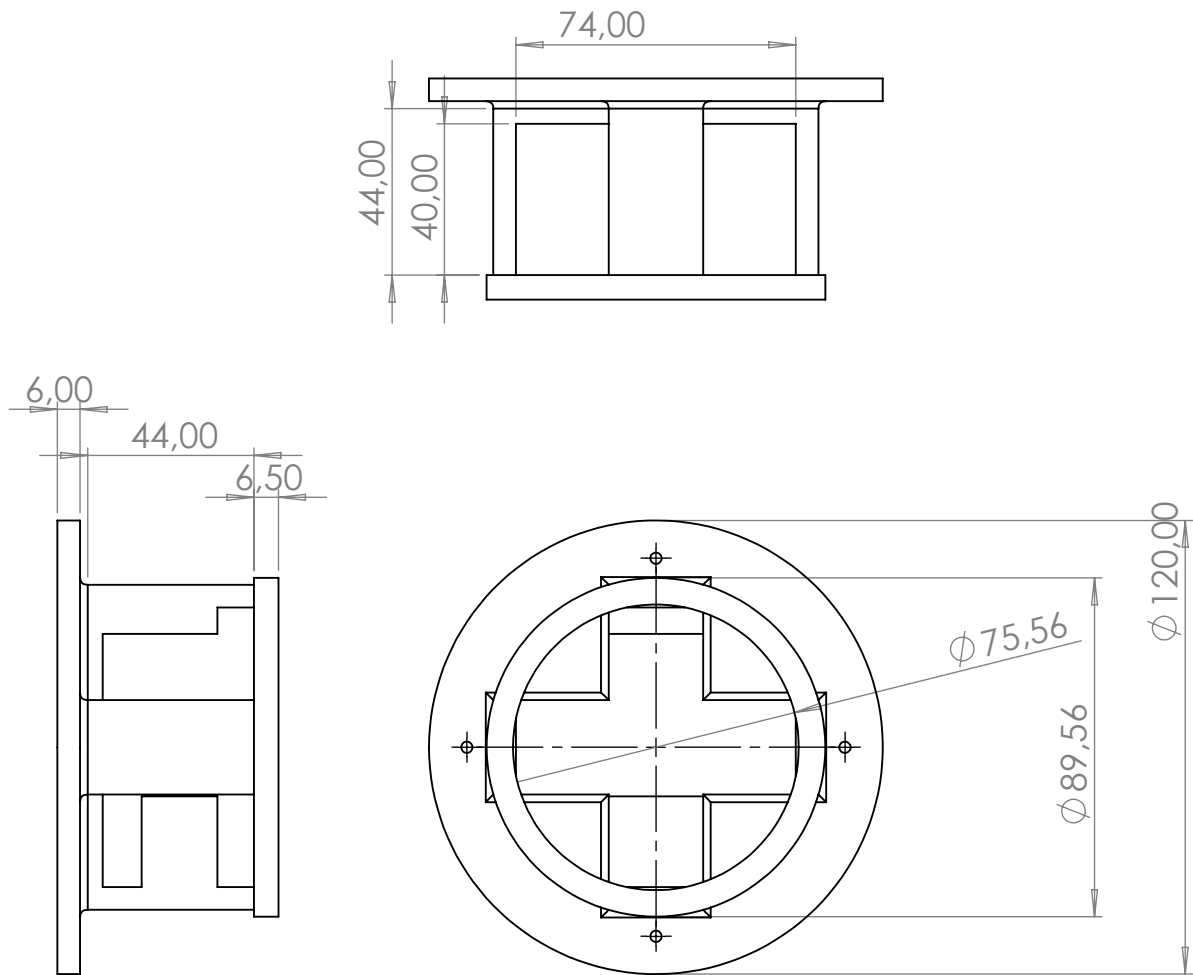


Tratamiento térmico:	Ninguno	Material:	Tough 2000	Dim. brutas:	NA
Recubrimiento:	Ninguno				
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA		Diseño:	Diego Sánchez	2022-02-24	
		Dibujó:	Diego Sánchez	2022-02-24	
		Revisó:	Ing. Byron Ricardo Zapata MSc.	2022-02-24	
Soporte Férula 1	Escala: 1:2	Código:	03.0000.00	Tol. Gral.: ± 0.1	




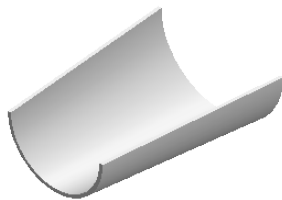
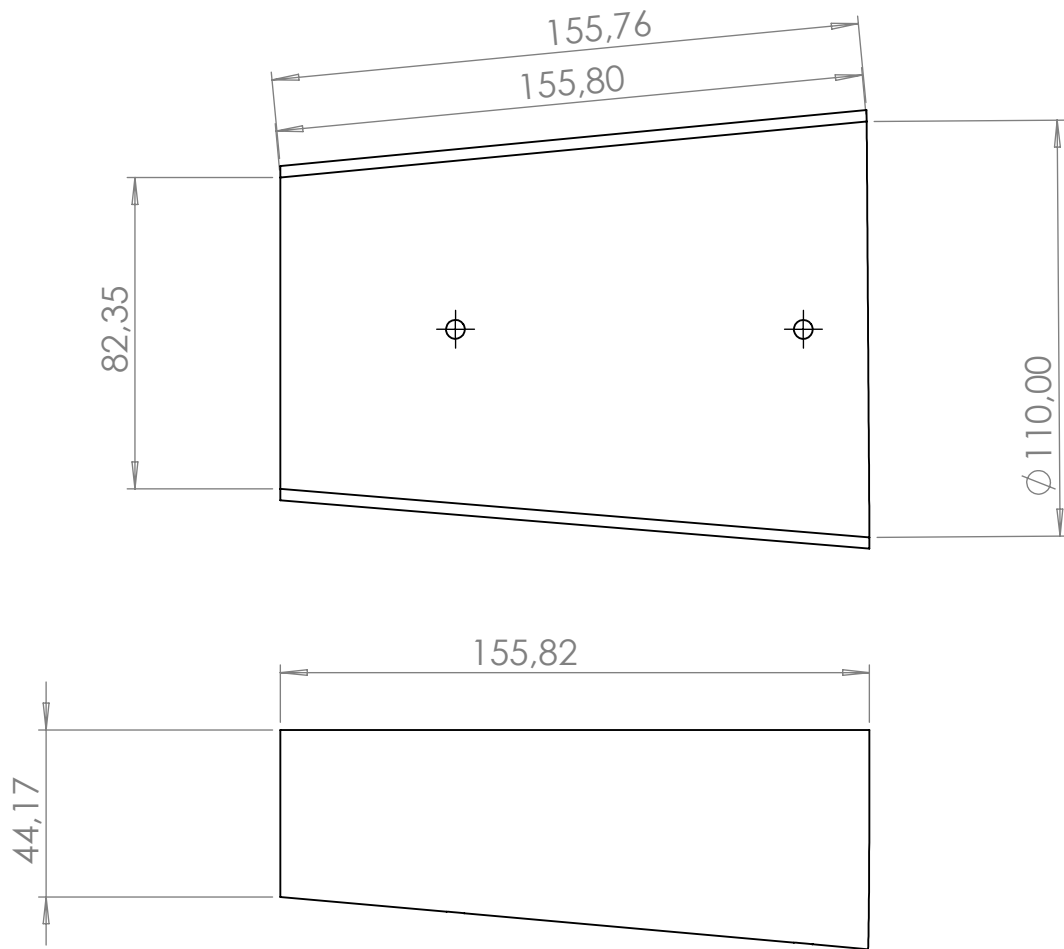
Tratamiento térmico:	Ninguno	Material:	ABS	Dim. brutas:	NA
Recubrimiento:	Ninguno				
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA		Diseño:	Diego Sánchez	2022-02-24	
		Dibujó:	Diego Sánchez	2022-02-24	
		Revisó:	Ing. Byron Ricardo Zapata MSc.	2022-02-24	
Soporte 1 Eje	Escala: 1:2	Código:	05.0000.00	Tol. Gral.: ± 0.1	






Escala 1:5

Tratamiento térmico:	Ninguno	Material:	Tough 2000	Dim. brutas:	NA
Recubrimiento:	Ninguno				
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA		Diseño:	Diego Sánchez	2022-02-24	
		Dibujó:	Diego Sánchez	2022-02-24	
		Revisó:	Ing. Byron Ricardo Zapata MSc.	2022-02-24	
Soporte 2 Eje	Escala: 1:2	Código:	06.0000.00	Tol. Gral.: ± 0.1	



Escala 1:5

Tratamiento térmico:	Ninguno	Material:	ABS	Dim. brutas:	NA
Recubrimiento:	Ninguno				
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA		Diseño:	Diego Sánchez	2022-02-24	
		Dibujó:	Diego Sánchez	2022-02-24	
		Revisó:	Ing. Byron Ricardo Zapata MSc.	2022-02-24	
Férula	Escala: 1:2	Código:	07.0000.00	Tol. Gral.: ± 0.1	