



## **Acta de Correcciones al Proyecto de Grado Ingeniería Mecánica**

**Fecha:** 14 de Febrero de 2024

**Autores:** Jesús David Montaña Ruiz

**Nombre del Proyecto de Grado:** Diseño de una muñeca protésica que minimice los movimientos compensatorios de usuarios con amputación de miembro superior

**Director:**

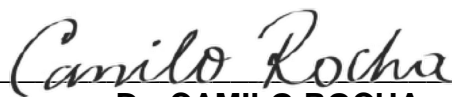
Como indica el artículo 2.27 de las Directrices de Trabajo de Grado, he verificado que los estudiantes indicados arriba han implementado todas las correcciones que los Jurados del Proyecto de Grado definieron que se efectuaran, como consta en el Acta de Calificación correspondiente.

---

Sofia Catalina Henao Aguirre  
Directora del Proyecto de Grado

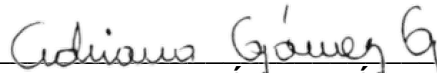
Nota de Aceptación

Aprobado por el Comité de Trabajo de Grado en cumplimiento de los requisitos exigidos por la Pontificia Universidad Javeriana para optar el título de Ingeniero Mecánico.



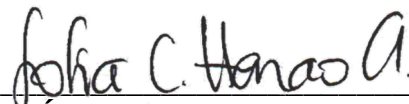
**Dr. CAMILO ROCHA**

Decano de la Facultad de Ingeniería



**ING. ADRIANA GÓMEZ GÓMEZ**

Directora de la Carrera de Ingeniería Mecánica.



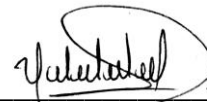
**PH.D. SOFÍA CATALINA HENAO AGUIRRE**

Director(a) Trabajo



**ING. SIMON CUARTAS ESCOBAR**

Jurado 1



**ING. VALENTINA CORCHUELO G**

Jurado 2



Pontificia Universidad  
**JAVERIANA**  
Cali

# **Diseño de una muñeca protésica que minimice los movimientos compensatorios de usuarios con amputación de miembro superior**

**Jesús David Montaña Ruiz**

Programa de Ingeniería Mecánica  
Departamento de Ingeniería Civil e Industrial  
Facultad de Ingeniería y Ciencias  
Pontificia Universidad Javeriana  
Santiago de Cali, Colombia  
2023



# **Diseño de una muñeca protésica que minimice los movimientos compensatorios de usuarios con amputación de miembro superior**

**Jesús David Montaña Ruiz**

Directora:

Ph.D. Sofía Catalina Henao Aguirre

Línea de Investigación:

Biomecánica

Grupo de Investigación:

Automática y Robótica

Programa de Ingeniería Mecánica

Departamento de Ingeniería Civil e Industrial

Facultad de Ingeniería y Ciencias

Pontificia Universidad Javeriana

Santiago de Cali, Colombia

2023



## Declaración de obra original

Yo Jesús David Montaña Ruiz declaro lo siguiente:

He leído el Acuerdo 535 de 2010 del Consejo Directivo de la Pontificia Universidad Javeriana. «Política de Propiedad Intelectual» y la Normatividad Nacional relacionada al respeto de los derechos de autor. Este trabajo de grado representa mi trabajo original, excepto donde he reconocido las ideas, las palabras, o materiales de otros autores.

Cuando se han presentado ideas o palabras de otros autores en este trabajo de grado, he realizado su respectivo reconocimiento aplicando correctamente los esquemas de citas y referencias bibliográficas en el estilo requerido.

He obtenido el permiso del autor o editor para incluir cualquier material con derechos de autor (por ejemplo, tablas, figuras, instrumentos de encuesta o grandes porciones de texto).

Por último, he sometido esta disertación a la herramienta de integridad académica, definida por la universidad.

---

Jesús David Montaña Ruiz

Fecha 05/05/2023



## Resumen

En este trabajo se diseñó una muñeca protésica, la cual busca minimizar los movimientos compensatorios que deban realizar los usuarios con la ausencia de extremidades superiores (amputación transradial), evitando la realización de acciones deficientes y la incapacitación de ejecutar actividades de la vida diaria.

Inicialmente, se plantearon y definieron los objetivos y funciones que debe satisfacer la muñeca protésica. Luego, se fijaron los requerimientos donde se identificaron las especificaciones de rendimiento de la prótesis, se determinaron las características a partir de estos requerimientos y se generarán alternativas de diseño. Posteriormente, se realizaron pruebas de concepto con el propósito de identificar si el diseño cumple con la función principal de la prótesis, haciendo uso de técnicas como la impresión 3D o utilizando software especializado.

Luego de obtener los resultados de las pruebas, se fabricaron prototipos, para esto, se procedió con el diseño de detalle haciendo uso del software SolidWorks, como una herramienta que proporcionará los documentos necesarios para la producción del prototipo y el listado de partes. Este prototipo deberá incluir la geometría exacta de cada una de sus partes y componentes. Finalmente se fabricó el prototipo y se evaluó.

**Palabras clave:** prótesis de muñeca, amputación de miembro superior, movimientos compensatorios, diseño, requisitos funcionales.



# **Abstract**

## **Design of a prosthetic wrist that minimizes compensatory movements for users with upper limb amputation.**

In this work, a prosthetic wrist was designed, which seeks to minimize the compensatory movements to be performed by users with the absence of upper limbs, avoiding the performance of deficient actions and the incapacity to perform activities of daily living.

Initially, the objectives and functions that the prosthetic wrist should satisfy were established and defined. Then, the requirements were established where the performance specifications of the prosthesis were identified, the characteristics were determined from these requirements and design alternatives were generated. Subsequently, concept tests were performed in order to identify whether the design meets the main function of the prosthesis, using techniques such as 3D printing or specialized software.

After obtaining the results of the tests, prototypes were manufactured, for this, we proceeded with the detailed design using SolidWorks software, as a tool that will provide the necessary documents for the production of the prototype and the list of parts. This prototype should include the exact geometry of each of its parts and components. Finally, the prototype was manufactured and evaluated.

**Keywords: prosthetic wrist, upper limb amputation, compensatory movements, design, functional requirements**



# Contenido

	<u>Pág.</u>
<b>Resumen</b> .....	<b>VII</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>IX</b>
<b>Lista de figuras</b> .....	<b>XIII</b>
<b>Lista de tablas</b> .....	<b>XV</b>
<b>Introducción</b> .....	<b>1</b>
<b>1. Antecedentes</b> .....	<b>3</b>
1.1 Marco teórico .....	3
1.1.1 Muñeca humana .....	3
1.1.1.1 Biomecánica de la muñeca .....	3
1.1.1.2 Movimientos .....	4
1.1.1.3 Grados de libertad de la muñeca .....	6
1.1.1.4 Movimientos compensatorios .....	7
1.2 Tipos de prótesis .....	8
1.2.1 Prótesis de actividades diarias.....	9
1.2.2 Prótesis recreativas.....	10
1.2.3 Prótesis cosméticas .....	11
1.3 Estado del arte.....	11
1.3.1 Prótesis accionadas por el cuerpo. ....	11
1.3.1.1 Unidad de muñeca multifunción .....	11
1.3.1.2 Prótesis de muñeca tres grados de libertad .....	12
1.3.2 Prótesis accionadas por potencia externa .....	13
1.3.2.1 Prótesis de dos grados de libertad .....	13
1.3.2.2 Diseño de J.R. Blinda .....	14
1.3.2.3 Prótesis Takeda.....	16
1.3.2.4 La mano de Michelangelo .....	17
1.3.2.5 Mano bebionic EQD .....	18
1.3.2.6 I – Limb Ultra .....	18
1.3.2.7 I – Limb Quantum .....	19
1.3.3 Muñeca protésica accionada neumáticamente.....	20
1.3.4 Muñeca protésica pasiva .....	21
1.3.4.1 Muñeca protésica de un grado de libertad .....	21
1.3.4.2 Muñeca protesica de dos grados de libertad.....	22
1.3.4.3 Muñeca protésica de tres grados de libertad .....	23
<b>2. Planteamiento del problema</b> .....	<b>25</b>

<b>3. Justificación</b> .....	<b>27</b>
<b>4. Objetivos</b> .....	<b>29</b>
4.1    Objetivo general.....	29
4.2    Objetivos específicos.....	29
<b>5. Metodología</b> .....	<b>31</b>
5.1    Diseño conceptual .....	31
5.2    Cálculos y pruebas de concepto.....	32
5.3    Diseño de detalle .....	33
5.4    Evaluar el desempeño .....	33
<b>6. Restricciones</b> .....	<b>35</b>
<b>7. Diseño conceptual</b> .....	<b>37</b>
7.1    Árbol de objetivos .....	37
7.2    Diagrama de caja negra .....	39
7.3    Diagrama de caja transparente .....	39
7.4    Fijación de requerimientos.....	40
7.5    Determinación de características .....	41
7.6    Diagrama morfológico.....	42
7.7    Evaluación de alternativas.....	43
<b>8. Cálculos y pruebas de concepto</b> .....	<b>47</b>
8.1    Mecanismo con dos grados de libertad .....	47
8.2    Mecanismo de fricción .....	48
8.3    Mecanismo sub-actuado.....	50
8.4    Cálculos.....	53
<b>9. Diseño de detalle</b> .....	<b>66</b>
<b>10. Evaluar el desempeño</b> .....	<b>69</b>
10.1    Fabricación.....	69
10.2    Pruebas.....	69
10.3    Conclusiones.....	71
<b>11. Anexos</b> .....	<b>73</b>
11.1    Anexo A.....	73
	<b>75</b>
	<b>76</b>
<b>Bibliografía</b> .....	<b>78</b>

# Lista de figuras

	<u>Pág.</u>
Figura 1. Movimientos de la muñeca [1].	6
Figura 2. Grados de libertad de la muñeca [4].	7
Figura 3. Diseño de muñeca multifunción. [7].	12
Figura 4. Diagrama cinemático de la prótesis de muñeca [8].	12
Figura 5. Esquema del concepto de la prótesis [8].	13
Figura 6. Esquema e indicaciones del diseño Caso (a) (Izquierda). Caso (b) (derecha) [4].	14
Figura 7. Diseño conceptual de J.R. Blinda [3].	15
Figura 8. Mecanismos de la muñeca [9].	16
Figura 9. La mano de Miguel Ángel [10].	17
Figura 10. Tres variantes de Mano Bebionic [11].	18
Figura 11. I-Lim Ultra [12].	19
Figura 12. i-limb Quantum [13].	19
Figura 13. Partes del mecanismo para pronación – supinación [14].	20
Figura 14. Partes del mecanismo de flexión – extensión [14].	21
Figura 15. Muñeca de fricción Hosmer [2].	22
Figura 16 Muñeca pasiva dos grados de libertad [2].	22
Figura 17. Muñeca de tres grados de libertad Otto Bock [2], [15].	23
Figura 19. Árbol de objetivos	38
Figura 19. Árbol de objetivos	38
Figura 20. Diagrama de caja negra para muñeca protésica.	39
Figura 21. Diagrama caja transparente.	40
Figura 22. Casa de la calidad	42
Figura 23. Junta esférica (izquierda) y junta de silla (derecha)	48
Figura 24. Base y acople roscado.	49
Figura 25. Prototipo junta con sistema de fricción	50
Figura 26. Prueba de concepto elástico	51
Figura 27. Función de la abrazadera	51
Figura 28. Sistema sub-actuado	52
Figura 29. Ensamblaje	53
Figura 30. Diagrama de cuerpo libre.	54
Figura 31. Ensayo de laboratorio ley de Hooke	55
Figura 32. Grafica obtenida por Matlab.	56

Figura 33. Punto de contacto eje de la rotula .....	58
Figura 34. Carga máxima, restricción de movimiento y soporte fijo .....	59
Figura 35. Datos de mallado .....	59
Figura 36. (a) Esfuerzo máximo y mínimo (b) Reacciones (c) Factor de seguridad.....	60
Figura 37. Punto de contacto acople roscado .....	61
Figura 38. Fuerza y sujeción fija .....	63
Figura 39. Datos de mallado .....	64
Figura 40. a) Esfuerzo máximo y mínimo (b) Reacciones (c) Factor de seguridad.....	64
Figura 41. a) Ensamble, b) junta esférica c) acople roscado d) base de junta roscada y e) abrazadera .....	66
Figura 42. Vista explosionada del ensamble y lista de materiales .....	67
Figura 43. Piezas impresas 3D .....	69
Figura 44. Medida ángulo de rango de movimiento.....	70
Figura 45. Pesaje del prototipo .....	70

# Lista de tablas

	<u>Pág.</u>
Tabla 1. Rango de movimientos. [2] .....	4
Tabla 2. Requerimientos .....	41
Tabla 3. Matriz morfológica.....	43
Tabla 4. Evaluación de alternativas .....	46
Tabla 5. Datos ensayo ley de Hooke .....	55
Tabla 6. Propiedades del acero AISI 316 de SolidWorks .....	58
Tabla 7. Propiedades PLA [22] .....	62

# Introducción

La amputación es considerada como una de las técnicas quirúrgicas más antiguas utilizadas en el mundo, y se trata de una medida extrema que tiene como resultado la separación de una parte del cuerpo; se considera una incapacidad grave ya que disminuye la funcionalidad del paciente. Al separar una parte del cuerpo, se desencadenan una serie de problemas que afectan al paciente y a su entorno cercano, tanto a nivel físico como psicológico y estético. Además, es fundamental entender que el miembro residual es ahora una nueva parte del cuerpo, a la que se podrá añadir una prótesis externa con el objetivo de recuperar en la medida máxima, las capacidades perdidas y permitir al paciente reincorporarse a sus actividades diarias con la mayor independencia posible [1].

Los traumatismos son la principal causa de amputaciones de miembros superiores, siendo responsables de hasta el 90% de los casos. Los accidentes laborales, de tráfico y deportivos son algunos de los principales eventos traumáticos que pueden llevar a una amputación. Además de estos eventos, otras causas que pueden requerir la amputación de un miembro superior incluyen quemaduras, enfermedades vasculares, infecciones y deformidades congénitas. Es importante destacar que, en los Estados Unidos, cerca de 158 000 personas son sometidas a una amputación cada año, de los cuales, alrededor de 41 000 pacientes requieren la amputación de un miembro superior [2].

La reintegración de los pacientes amputados y equipados con extremidades protésicas a sus actividades cotidianas es un proceso que conlleva diversas dificultades tanto psicológicas como físicas. Uno de los principales desafíos a enfrentar es la ejecución de movimientos compensatorios, es decir, movimientos antinaturales que el usuario de prótesis debe realizar con el fin de compensar la falta de movilidad o capacidad que le brinda su prótesis para realizar tareas efectivamente[1]. Estos movimientos compensatorios, a largo plazo, pueden causar una serie de problemas físicos [3]. En los últimos años, se ha observado un avance significativo en el diseño y fabricación de mecanismos protésicos que pueden ser mecánicos, eléctricos o mioeléctricos, con el fin de satisfacer diversas necesidades y requisitos de los usuarios de prótesis. Sin embargo, estas prótesis suelen ser costosas y poco accesibles para muchas personas. Por tanto, el enfoque principal del presente trabajo se centra en desarrollar una muñeca protésica que minimice la realización de movimientos compensatorios que deben ejecutar los usuarios de prótesis.

La muñeca protésica propuesta es completamente mecánica y buscará satisfacer la ejecución efectiva de las actividades cotidianas que se presentan ante los usuarios de prótesis. A lo largo del documento, se analizan diferentes antecedentes, prótesis existentes en el mercado e investigaciones realizadas, de igual manera, se plantea la problemática y la justificación, donde se presentan los argumentos y la importancia del desarrollo del trabajo. Posteriormente, se proponen los objetivos que se desean alcanzar con la investigación, en base de estos, se considera la metodología que se utilizó para satisfacer el cumplimiento de los objetivos, y se establecen las restricciones que debe tener el diseño, así como la metodología y proceso de fabricación del prototipo.

# **1. Antecedentes**

## **1.1 Marco teórico**

### **1.1.1 Muñeca humana**

La muñeca se define como la región anatómica que conecta el antebrazo con la mano. Esta región está compuesta por los extremos de los huesos del antebrazo, en concreto el cubito y el radio, así como por un conjunto de huesos que conforman el carpo [4].

La capacidad para realizar movimientos complejos y multidireccionales se debe a las características estructurales de las articulaciones, donde la red de ligamentos proporciona una sujeción ósea y la estabilidad necesaria para todo el complejo articular [4] [5].

Acerca de las dimensiones, se puede simplificar a tomar la circunferencia que rodea la muñeca humana, siendo de 166 mm en promedio. Mientras que determinar el peso de la muñeca es una tarea más difícil, sin embargo, se sabe que el peso promedio de una mano humana es de 400 gramos [6].

#### **1.1.1.1 Biomecánica de la muñeca**

La biomecánica es una rama del conocimiento que se enfoca en analizar los aspectos mecánicos que se producen en los seres vivos. Se centra en la manera en que los segmentos óseos funcionan como palancas, cómo las articulaciones actúan como puntos de apoyo, y cómo las fuerzas de resistencia se manifiestan como sobre carga [4].

### 1.1.1.2 Movimientos

El sistema articular de la muñeca se presenta como un conjunto que posibilita la realización de movimientos complejos en diversos planos, que se han clasificado como flexión-extensión y aducción-abducción. Estos movimientos son llevados a cabo con una gran estabilidad articular, lo que permite combinar control de la fuerza y precisión para lograr una acción específica [4] [5].

Con respecto al rango de movimiento (RdM), es importante distinguir entre el rango de movimiento total y el rango de movimiento parcial utilizado en las actividades cotidianas [4] [5]. La Tabla 1 presenta los valores expresados en grados para ambos tipos de rangos de movimiento

Tabla 1. Rango de movimientos. [2]

	<b>RdM Total [°]</b>	<b>RdM ADL [°]</b>
Flexión – Extensión	75 – 75	50 -70
Desviación Ulnar – Radial	20 - 45	18 -40

**Movimientos flexo-extensión:** La flexión es un movimiento en el cual la palma de la mano se inclina hacia la cara anterior del antebrazo, y se produce principalmente gracias a la articulación intercarpiana. El rango de movimiento para la flexión se encuentra limitado a un ángulo de entre 70° y 90°. Para lograr la flexión, se activan los músculos palmares mayor, cubital anterior, abductor del pulgar y los flexores de los dedos, estos últimos cuando se encuentran en extensión [4].

El movimiento de extensión se refiere a la aproximación de la cara dorsal de la mano hacia el dorso del antebrazo. Este movimiento presenta un rango de movilidad que oscila entre 65° y 85°, y se lleva a cabo principalmente gracias a la articulación radiocarpiana. A diferencia del movimiento de flexión, el cual depende de la articulación intercarpiana, el movimiento de extensión se produce principalmente por la acción de la articulación radiocarpiana [4][5].

**Movimiento de abducción-aducción:** El movimiento de abducción en la muñeca se produce cuando la mano se inclina hacia el lado del pulgar, lo que genera una separación entre la muñeca y el antebrazo. Este movimiento tiene una amplitud que oscila entre los 20° y los 60°, y es principalmente responsabilidad de la articulación medio carpiana, que contribuye en un 60% a su rango de movimiento [4][5].

El movimiento de aducción en la muñeca es aquel que se produce cuando la mano se inclina hacia el lado del cúbito, lo que provoca una aproximación entre la muñeca y el antebrazo. Este movimiento es el opuesto al de abducción y, al igual que éste, depende en gran medida de la articulación medio carpiana, la cual aporta aproximadamente el 66% de su rango de movimiento. En la Figura 1 se pueden apreciar los movimientos que son posibles realizar en la muñeca [4].

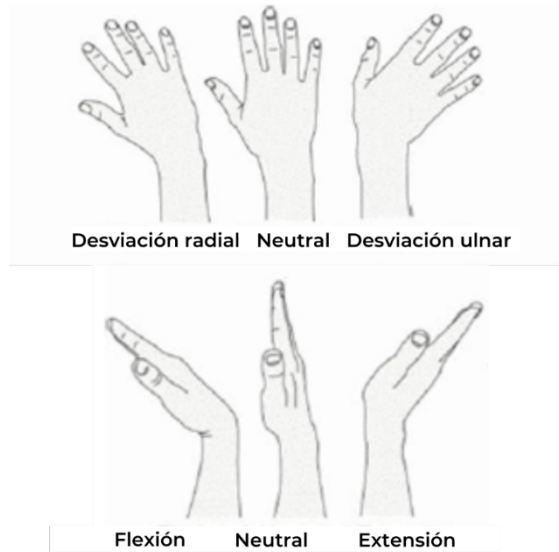


Figura 1. Movimientos de la muñeca [4].

### 1.1.1.3 Grados de libertad de la muñeca

Los grados de libertad (GDL) de la muñeca se refieren a la cantidad de planos ortogonales en los que esta puede moverse, tradicionalmente estos movimientos son definidos en dos planos ortogonales anatómicos, el movimiento de flexión-extensión y el de desviación ulnar-radial. Con una muñeca derecha completamente pronado (palma de la mano orientada hacia abajo), las direcciones de rotación de la muñeca se pueden mapear en una esfera de reloj donde la extensión y la flexión ocurren a las 12:00 y las 6:00, la desviación radial y cubital ocurre a las 9:00 y 3:00 como se observa en la Figura 2 [7].

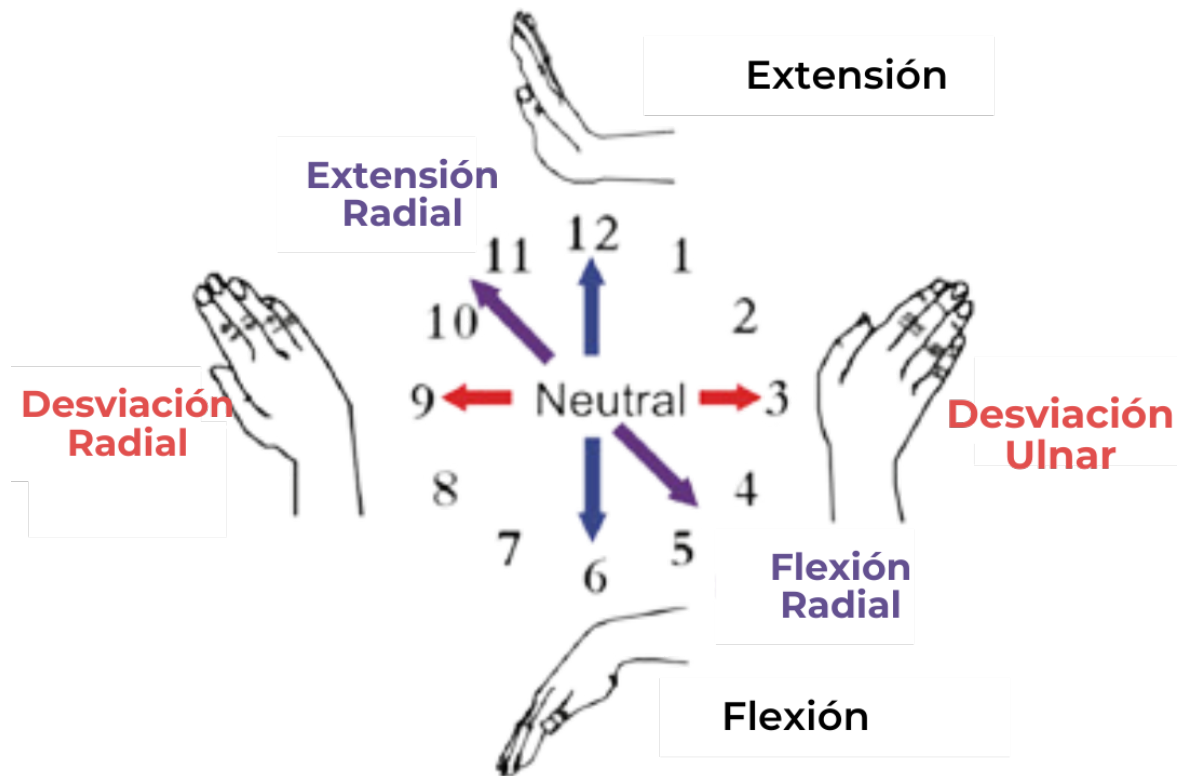


Figura 2. Grados de libertad de la muñeca [7].

#### 1.1.1.4 Movimientos compensatorios

Los movimientos compensatorios son los movimientos que una persona en situación de discapacidad realiza para poder suplir la ausencia de una extremidad, estos se realizan de manera natural e involuntaria durante la ejecución de alguna actividad, son irregulares y antinaturales en comparación con las personas sin discapacidad [3].

La realización de estos movimientos requiere a menudo que la persona en situación de discapacidad deba ejercer mayores fuerzas, necesitando de mayores rangos de movimientos y movimientos repetitivos, los cuales provocaran lesiones a largo plazo por su uso excesivo [3].

Este tipo de lesiones es un tema común que se ha observado en la vida posterior de los usuarios de prótesis, para evitarlas los ingenieros deben de diseñar prótesis capaces de proporcionar el rango de movimientos correcto, evitando estos movimientos compensatorios y pasivos [3].

Los movimientos compensatorios identificados incluyen movimientos del hombro, codo y torso durante tareas comunes. En estudios se ha demostrado que los usuarios de prótesis transradiales compensan la falta de movimiento de la muñeca y el antebrazo de diferentes maneras según la tarea que estén realizando. Durante la apertura de una puerta, se observó un movimiento compensatorio en la flexión del torso. Para levantar una caja, los usuarios de prótesis dependían más del brazo sano y flexionar el torso. Al beber de una taza, se reducía la flexión del hombro y se aumentaba la flexión del codo mientras se usaba la prótesis [22].

## **1.2 Tipos de prótesis**

En el mercado se presentan distintas alternativas para prótesis de muñeca, según las necesidades que presentan los usuarios, estas pueden variar desde solventar las preocupaciones cosméticas que afectan su vida social, hasta las personas que necesitan solventar sus necesidades laborales, por lo que requieren de prótesis específicas para su labor.

Partiendo de esto podemos clasificar las prótesis en estos tres grupos.

- Prótesis de actividades diarias
- Prótesis recreativas
- Prótesis cosméticas

[5] [8].

### 1.2.1 Prótesis de actividades diarias

**Prótesis accionadas por el cuerpo:** Este tipo de prótesis como su nombre lo indica, son accionadas mediante algún sistema (normalmente cables) controlado por el usuario a través del movimiento del cuerpo o de la extremidad no amputada, de esta manera, el usuario puede controlar el tiempo de acción y que movimientos desea realizar, tensionando los cables y controlando la prótesis [5], [8].

Comúnmente, para un usuario nuevo, este tipo de prótesis no llena sus expectativas, ya que no se parece a la extremidad que se ha perdido, sin embargo, estas prótesis son una de las más usadas, debido a que son significativamente más económicas comparada con una de alimentación externa o una prótesis cosmética personalizada [8].

**Prótesis de alimentación externa:** Este tipo de prótesis es una opción sofisticada, contienen microprocesadores y servomotores que permiten una mayor fuerza de agarre y un aumento en la precisión, lo cual no se puede lograr con las prótesis accionadas por el cuerpo [8].

Este control mioeléctrico, el cual es una técnica que utiliza señales eléctricas de los músculos para accionar muñecas, manos y codos protésicos. Los electrodos incrustados en la prótesis están en contacto con la piel con el fin de detectar los movimientos de la prótesis. [8].

Los usuarios con amputaciones de alto nivel o amputaciones en ambas extremidades son buenos candidatos para usar este tipo de prótesis, ya que se les dificulta el uso de los otros tipos de prótesis [8].

**Dispositivos híbridos:** En este tipo de prótesis, como su nombre lo indica, se utiliza tanto el accionar del cuerpo como el uso de energía externa, los más comunes es la configuración híbrida para la activación del movimiento en la articulación del codo mediante el poder del cuerpo y la mano/muñeca protésica por medios mioeléctrico [8].

**Prótesis pasivas:** Las prótesis pasivas son dispositivos utilizados para reemplazar extremidades perdidas, en los cuales la fuerza necesaria para ajustar el mecanismo de agarre se aplica externamente, como, por ejemplo, con la mano no afectada del usuario. Estas prótesis carecen de componentes electrónicos o motores. La clasificación de las prótesis pasivas puede resultar complicada debido a la falta de claridad en los términos utilizados en la literatura actual. Para evitar confusiones, se propone una nueva clasificación que distingue claramente entre dispositivos pasivos estáticos y dispositivos pasivos ajustables.

### **1.2.2 Prótesis recreativas**

Por lo general, este tipo de prótesis se diseñan para suplir amputaciones de miembro superior y están asociadas en actividades deportivas, las cuales deberán ser diseñadas específicamente para lograr cumplir las necesidades de la actividad [8].

Por ejemplo, ante la ausencia de un miembro superior en un nadador, se diseñará la prótesis de acuerdo con las especificaciones del usuario, como un dispositivo tipo paleta pasiva, que le permita nadar y satisfacer la función de la mano durante el nado [8].

### **1.2.3 Prótesis cosméticas**

El objetivo principal de este tipo de prótesis es aparentar lo más posible el miembro humano perdido, en la mayoría de los casos para no llamar la atención de las personas en un entorno social, sin embargo, casi siempre, se ve sacrificada la funcionalidad de las prótesis [8].

Generalmente este tipo de prótesis se dividen en dos tipos, el primero es una mano cosmética pasiva, el cual es un guante que aparenta el miembro humano, pero no se puede accionar de ninguna manera, comúnmente, los guantes están fabricado de PVC, el cual que cuenta con una baja resistencia, lo que da como resultado un tiempo de vida de tan solo unos meses [8].

El segundo tipo son diseñadas y fabricadas a la medida, generalmente de silicona, que tiene excelente resistencia a las manchas, estáticamente personalizadas, pintada y sombreada para parecerse lo máximo posible a una mano humana; este tipo de prótesis son más costosas y el número es fabricantes es limitado [8].

## **1.3 Estado del arte**

### **1.3.1 Prótesis accionadas por el cuerpo.**

#### **1.3.1.1 Unidad de muñeca multifunción**

El diseño de esta prótesis proporciona al usuario dos grados de libertad, uno para la pronación y supinación y otro para la flexión y extensión, respectivamente. Estos movimientos son posibles gracias a un sistema acoplado al usuario que utiliza cables para activar la prótesis en respuesta a los movimientos del usuario. En la Figura 3 se presenta una imagen del diseño patentado [9].

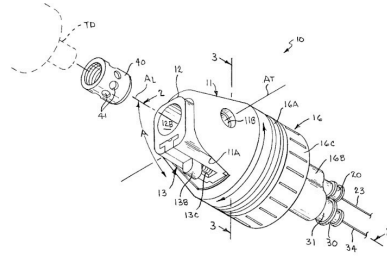


Figura 3. Diseño de muñeca multifunción. [9]

### 1.3.1.2 Prótesis de muñeca tres grados de libertad

En el presente estudio se pretende emular los tres grados de libertad que presenta la muñeca y el antebrazo, mediante la aplicación de un diseño bio inspirado en la anatomía y función del brazo y muñeca humana. En la Figura 4 se puede observar el funcionamiento cinemático de la propuesta conceptual y en la Figura 5 se puede observar un esquema del concepto de la prótesis [10].

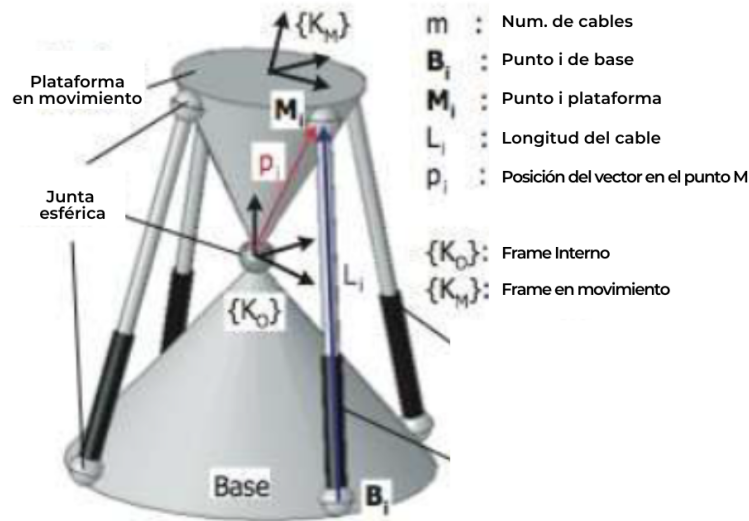


Figura 4. Diagrama cinemático de la prótesis de muñeca [10].

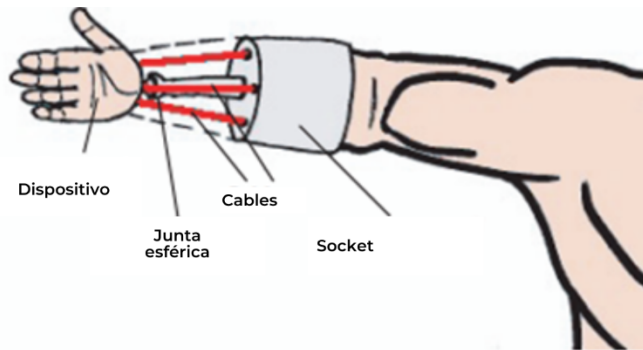


Figura 5. Esquema del concepto de la prótesis [10].

## 1.3.2 Prótesis accionadas por potencia externa

### 1.3.2.1 Prótesis de dos grados de libertad

Esta prótesis presenta dos GDL, los cuales posibilitan la ejecución de movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación. Se ha enfocado en replicar las dimensiones y masa de la muñeca humana. Para lograr estos movimientos, se emplea un mecanismo diferencial con dos motores de engranaje [3], [5].

En la Figura 6 se muestra el diagrama del diseño de la prótesis, el cual incluye información detallada sobre la ubicación de los motores y el mecanismo diferencial utilizado en el dispositivo.

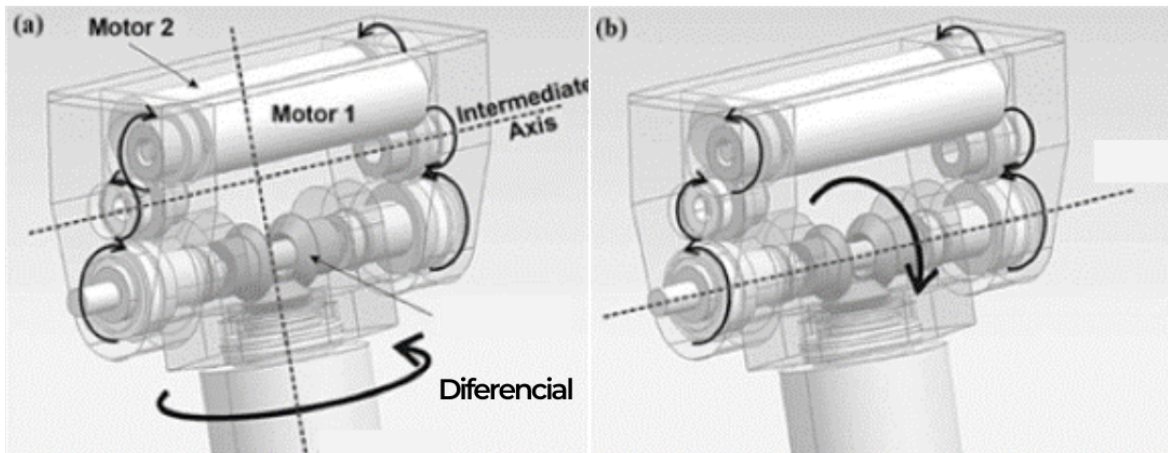


Figura 6. Esquema e indicaciones del diseño Caso (a) (Izquierda). Caso (b) (derecha) [4].

Con el fin de lograr los movimientos de pronación – supinación, los motores han sido programados para girar en direcciones opuestas, según lo ilustrado en la figura 6, caso (a). Por otro lado, para la realización del movimiento de flexión – extensión, se requiere que ambos motores giren en la misma dirección, tal como se muestra en la figura 6, caso (b) [3].

### 1.3.2.2 Diseño de J.R. Blinda

Esta prótesis de muñeca, similar a la previamente descrita, ofrece dos grados de libertad para la realización de movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación. Para lograr estos movimientos, se dispone de dos servomotores independientes, cuyo movimiento rotatorio es transformado a través de un conjunto de engranajes. Además de incrementar el torque disponible, estos engranajes permiten reducir la velocidad de rotación de los motores, garantizando un control preciso y suave de la prótesis [5], [6].

En el presente diseño, el movimiento de flexión y extensión es generado mediante un sistema de transmisión compuesto por un motor y un conjunto de engranajes.



El modelo presentado en este estudio provee un rango de movimiento mayor que el de la muñeca humana, con un diámetro de 50 mm, altura de 68 mm y peso aproximado de 230 gramos. Sin embargo, se identifica una limitación en la capacidad de generación de pares de salida del dispositivo, ya que para los movimientos de flexión-extensión se produce 0,3 Nm y para pronación-supinación 0,2 Nm [5], [6].

### 1.3.2.3 Prótesis Takeda

Esta prótesis, a diferencia de las anteriores es capaz de proporcionar el movimiento de desviación radial – cubital, además del movimiento de pronación – supinación, como se muestra en la Figura 8 [11].

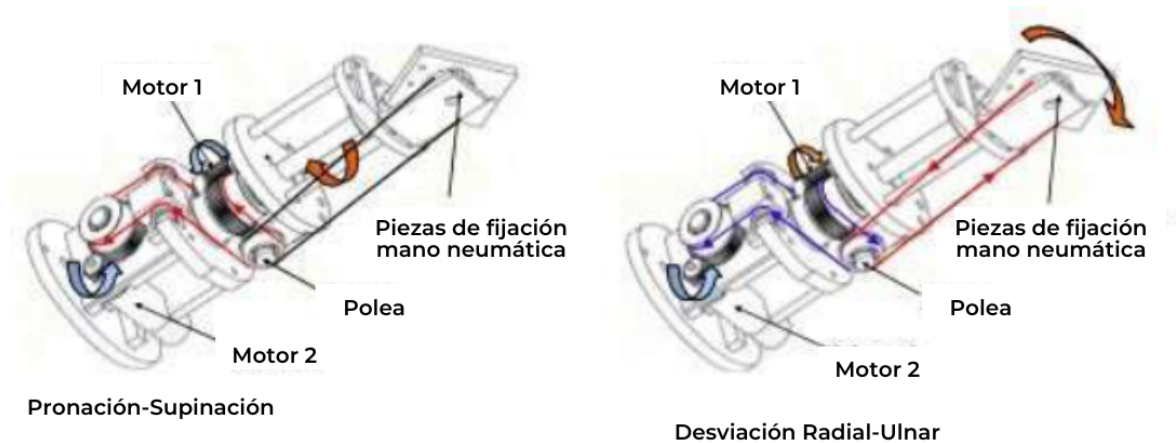


Figura 8. Mecanismos de la muñeca [11].

Con el fin de lograr el movimiento de pronación - supinación, se requiere la rotación de los motores para generar tensiones en la polea, lo que a su vez gira el eje principal. Por otro lado, para generar el movimiento de desviación radial - cubital, se debe hacer girar uno de los motores en sentido contrario, lo que permite que la polea transmita un movimiento de rotación a la conexión de la mano protésica, logrando así la desviación radial – cubital [11].

#### **1.3.2.4 La mano de Michelangelo**

Este diseño de prótesis es de mano y muñeca mioeléctrica avanzada, ofrecida por la compañía Otto Bock, la cual utiliza sensores y electrodos para permitir que el miembro amputado pueda controlar la prótesis por medio de sus músculos y nervios [12].

Cuenta con una variedad de características, como sensores para medir la fuerza de agarre, mejorar la precisión y proporcionar distintos agarres, en la Figura 9 se puede evidenciar [12].



Figura 9. La mano de Miguel Ángel [12].

### 1.3.2.5 Mano bebionic EQD

Al igual que la anterior prótesis, ésta también es ofrecida por la compañía Otto Bock e igualmente es una prótesis mioeléctrica avanzada. Además de ofrecer tres GDL, esta también controla los dedos, ofreciendo distintos movimientos como abrir y cerrar, hacer pinza, agarrar y soltar objetos, adicionalmente, ofrece tres variantes de longitudes, para cualquier caso de amputación. Esta prótesis ofrece una alta funcionalidad para mejorar la calidad de vida de las personas en situación de discapacidad. La Figura 10 muestra la prótesis y sus tres variantes [13].



Figura 10. Tres variantes de Mano Bebionic [13].

### 1.3.2.6 I – Limb Ultra

Ossur presenta un diseño de prótesis mioeléctrica de mano con articulación en los cinco dedos que pueden ser accionados de forma individual, junto con una rotación electrónica del pulgar que se controla mediante un mando manual. Esta prótesis permite variar la velocidad de rotación y accionamiento de los dedos, así como controlarla mediante una aplicación móvil. Además, cuenta con 18 tipos de agarre diferentes y está disponible en cuatro tamaños diferentes: extrapequeño, pequeño, mediano y grande. La **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** evidencia la prótesis [14].



Figura 11. i-Lim Ultra [14].

### 1.3.2.7 I – Limb Quantum

La prótesis i-Limb Quantum es la mano mioeléctrica multi articulada más avanzada de Össur. El diseño incluye dedos de titanio para un aumento del 50 % en la carga de transporte, hasta un 30 % más de fuerza de agarre y un aumento de velocidad del 30 % esto lleva a una mejora en el movimiento natural, la fuerza y la funcionalidad. La Figura 12 muestra la prótesis [15].



Figura 12. i-limb Quantum [15]

### 1.3.3 Muñeca protésica accionada neumáticamente

La prótesis de muñeca presentada por Christiaan Roose es accionada mediante un sistema neumático y proporciona los movimientos de pronación-supinación y flexión-extensión, gracias a la implementación de dos sistemas neumáticos independientes. Adicionalmente, cuenta con un mecanismo de bloqueo que opera para ambos movimientos, consistente en dos trinquetes en forma de cuña, los cuales hacen contacto con el piñón para impedir su movimiento [5], [16].

Para realizar el movimiento de pronación-supinación en esta prótesis, se emplean pistones, un piñón y una cremallera. El movimiento de los pistones desplaza la cremallera, lo que hace girar el piñón y, por consiguiente, el eje que lo acompaña, permitiendo el movimiento de pronación-supinación deseado. Todos estos componentes se pueden observar en detalle en la Figura 13 [5], [16].

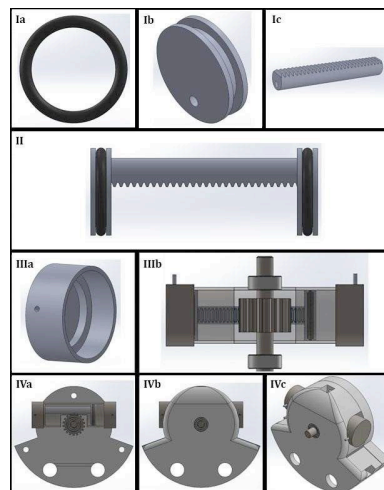


Figura 13. Partes del mecanismo para pronación – supinación [16].

El movimiento de flexión – extensión es llevado a cabo por medio de un cilindro de doble efecto que trabaja en conjunto con la estructura previamente

mencionada. Gracias a este mecanismo, es posible convertir el movimiento lineal del cilindro en el movimiento de flexión – extensión deseada. Una representación detallada de estos componentes se muestra en la Figura 14 [16].

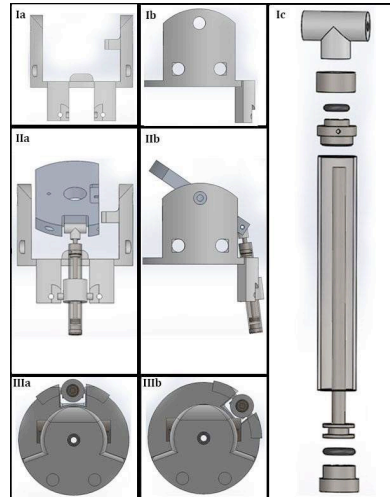


Figura 14. Partes del mecanismo de flexión – extensión [16].

## 1.3.4 Muñeca protésica pasiva

### 1.3.4.1 Muñeca protésica de un grado de libertad

La muñeca de fricción, presentada por Hosmer, es un dispositivo protésico que ofrece un solo grado de libertad, permitiendo únicamente el movimiento de pronación – supinación. Su funcionamiento se basa en un embrague de fricción, tal como se ilustra en la Figura 15 [5].

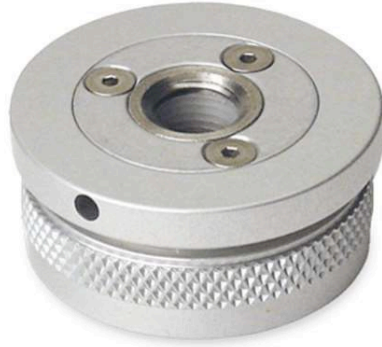


Figura 15. Muñeca de fricción Hosmer [5].

### 1.3.4.2 Muñeca protesica de dos grados de libertad

Al igual que la anterior esta prótesis la ofrece Hosmer se trata de una versión mejorada en comparación con su predecesora, pues proporciona dos grados de libertad distintos: flexión - extensión y pronación - supinación. Adicionalmente, cuenta con una clavija que permite bloquear la muñeca en ciertos ángulos y proporcionar una mayor rigidez a la prótesis. La estructura detallada se muestra en la Figura 16 [5].



Figura 16 Muñeca pasiva dos grados de libertad [5].

### 1.3.4.3 Muñeca protésica de tres grados de libertad

Esta alternativa de prótesis proporcionada por Otto Bock que utiliza diferentes tipos de juntas para llevar a cabo los movimientos de desviación radial – cubital, flexión – extensión y pronación – supinación. En particular, se utiliza una junta esférica para la desviación radial – cubital y flexión – extensión, y una junta de revolución para el movimiento de pronación – supinación. Para ajustar estos movimientos, se utilizan embragues de fricción. La Figura 17 muestra esta alternativa de prótesis en detalle [5], [17].



Figura 17. Muñeca de tres grados de libertad Otto Bock [5], [17].



## **2. Planteamiento del problema**

La ausencia o pérdida de una extremidad es una experiencia traumática para cualquier persona, debido a que estas conducen a graves deficiencias en la realización de actividades de la vida diaria (AVD) cotidiana. Aunque la mayoría del tiempo no se es consciente de ello, muchas de las AVD que se realizan dependen de las extremidades superiores, lo cual influye en el estado social y mental de los pacientes en situación de discapacidad, disminuyéndoles su calidad de vida (QoL por sus siglas en inglés) y haciendo compleja su inserción a la sociedad [18]. Una parte importante de las lesiones que se tratan en las salas de emergencias día a día involucran las extremidades superiores. Estas lesiones pueden variar por distintos factores; sin embargo, la mayoría ocurren en accidentes durante el trabajo, accidentes de tránsito o en la realización de algún deporte [18]. La causa principal de las amputaciones de miembros superiores, que abarca hasta el 90% de los casos, son los traumatismos como: lesiones, accidentes automovilísticos o accidentes deportivos. Otras causas incluyen quemaduras, enfermedades vasculares, infecciones y deformidades congénitas [2].

En una búsqueda por intentar mejorar la calidad de vida de las personas con este tipo de discapacidad se encuentra el cuidado protésico, el cual se remonta varios siglos atrás, siendo su objetivo principal la estética [18]. Sin embargo, actualmente se presentan en el mercado distintos tipos de prótesis, las cuales tienen como objetivo fundamental proporcionar la ayuda necesaria para realizar la función del miembro perdido o ausente y volver a realizar las AVD que requieren la movilidad

física [10]. A pesar de lo significativo que puede llegar a ser el uso de una prótesis y que, cada vez, tanto la academia como la industria alcanzan importantes avances en cuanto al desarrollo de prótesis de miembro superior, existen altas tasas de abandono de prótesis, siendo ésta del 25% al 50% [18]. Comparativamente, las tasas documentadas de uso protésico de miembros superiores varían del 27% al 56% [19]. En encuestas y estudios realizados a usuarios de prótesis de miembro superior, se descubrió que las características que más destacan, además de su buen funcionamiento, son su ligereza, durabilidad y fácil limpieza [20], y aunque a la mayoría no les interesa la apariencia estética, existe una parte que incluyen como requerimiento este punto [10].

Se debe entender que la muñeca es fundamental para la realización de la mayor parte de actividades y contribuye en gran medida al funcionamiento de la mano, siendo esta la responsable de la capacidad de movilidad y manipulación al realizar cualquier AVD que involucre los miembros superiores [21]. Además de esto, los usuarios de prótesis se encuentran expuestos a la realización de movimientos compensatorios, los cuales se definieron como movimientos antinaturales que se realizan para suplir la funcionalidad de la extremidad perdida, los cuales generan lesiones a largo plazo por su uso excesivo [3]. Por esto, la intención de esta investigación es diseñar una prótesis que se adapte a las necesidades del usuario, brindándole comodidad y proporcionándole los movimientos necesarios (flexión, extensión, desviación radial y cubital [21].) para realizar las AVD, mejorando así su QoL. Por lo tanto, la pregunta de investigación sería: ¿Cómo diseñar una prótesis de muñeca capaz de reducir la realización de movimientos compensatorios de las personas con ausencia de sus miembros superiores?

### **3. Justificación**

La muñeca es una articulación de gran importancia del cuerpo humano, necesaria para realizar una variedad de movimientos y AVD, encargada de la movilidad y manipulación de la mano [21]. Las personas en situación de ausencia de los miembros superiores presentan un impacto negativo en su QoL, ya que además encontrarse incapaces de ejecutar algunas de las actividades cotidianas, incorporan en su día a día la realización de movimientos compensatorios, los cuales a largo plazo generaran lesiones [3].

Actualmente, la industria ha avanzado significativamente en este campo; sin embargo, se presenta que la comunidad académica como la de investigación se han centrado más en el desarrollo de extremos distales, que usualmente se relacionan con una mano o un gancho, que en los sistemas de muñeca, aun cuando se conoce que la muñeca humana contribuye en gran medida a la movilidad del sistema brazo/mano, potenciando la destreza y las capacidades de manipulación de objetos [22]. Algunas investigaciones sugieren que, para diseñar una prótesis de muñeca exitosa, se debe evitar los intentos de recrear la articulación natural [20], ya que no se es necesario tener un completo rango de movimiento (RoM por sus siglas en inglés) para llevar a cabo todas las AVD.

Las personas que presentan ausencia de la muñeca, sea por nacimiento o por pérdida, se encuentran en la búsqueda de prótesis de miembro superior que pueda realizar la mayor cantidad de movimientos, siendo pronación la función más buscada, seguida de flexión y luego desviación radial [22]. Además de esto, gracias

a encuestas y estudios, se conoce que el diseño afecta en gran medida el rendimiento e implementación física en las prótesis y su funcionalidad [20], [22]; es por esto que se buscó diseñar una prótesis de muñeca la cual realice los movimientos de flexo-extensión y desviación radial-cubital, esta prótesis se unirá a un socket protésico ubicado sobre el miembro residual del paciente en situación de discapacidad, para que este pueda realizar con comodidad una mayor cantidad de AVD, mejorar su QoL, generando así un impacto positivo en la sociedad.

## **4. Objetivos**

### **4.1 Objetivo general**

Diseñar una muñeca protésica que minimice los movimientos compensatorios que deben realizar los usuarios de prótesis transradial.

### **4.2 Objetivos específicos**

1. Realizar el diseño conceptual de una muñeca protésica que lleve a cabo movimientos de flexo-extensión y desviación radial-cubital.
2. Ejecutar cálculos y pruebas de concepto para definir el mecanismo que cumpla con los requerimientos y las restricciones.
3. Elaborar el diseño de detalle que permita fabricar el prototipo de muñeca protésica
4. Evaluar el desempeño del prototipo fabricado en la realización de actividades de la vida diaria



## **5. Metodología**

### **5.1 Diseño conceptual**

Para la realización del diseño conceptual se trabajó con la metodología de diseño de Cross, el cual busca darle solución a un problema principal, a través de la solución de distintos problemas secundarios que se planteen. Principalmente, se plantearon los objetivos que deben satisfacer la muñeca protésica a través de la clarificación de los problemas. Para ordenar estos objetivos de diseño se creó una lista de objetivos de nivel superior a nivel inferior y un diagrama de árbol que los exponga.

Seguido de esto, se definieron las funciones que debe satisfacer la muñeca protésica; para esto se expresó una función global del diseño en términos de entradas y salidas, se descompuso en un conjunto de funciones secundarias esenciales, se graficó en un diagrama de bloques que muestre las interacciones de estas funciones y demás herramientas que clarifiquen y definen estas funciones.

Después, se debió fijar los requerimientos donde se definen las especificaciones de rendimiento de la prótesis, identificando los atributos de rendimiento requeridos y estableciendo requerimientos de rendimiento breves y precisos. Seguidamente, se debió determinar las características, donde se debió identificar los requerimientos del cliente en términos de los atributos del producto, se determinó

la importancia de estos atributos, para después evaluarlos y establecer metas que deben ser alcanzadas.

Finalmente se generaron alternativas, haciendo uso de la matriz morfológica, la cual consiste en hacer una lista de las características o funciones que son esenciales para el producto; de esta manera, elaborar un diagrama que contenga las soluciones posibles.

Una vez se determinó el nivel de detalle y generalidad con el que se trabajó, se procedió a identificar las funciones específicas que la prótesis deberá desempeñar, independientemente de los componentes físicos que se empleen en su construcción.

## **5.2 Cálculos y pruebas de concepto**

Se llevaron a cabo una serie de pruebas de concepto con el propósito de identificar los procesos, materiales y geometría más apropiados para la elaboración del diseño. Se buscó probar mecanismos pequeños, que cuenten con bajo peso y que cuenten con ajustes deslizantes adecuados, los cuales deberán cumplir con la función principal de la muñeca protésica.

Por lo tanto, se realizaron pruebas con diferentes materiales para reducir al mínimo la fricción y garantizar el mayor grado de comodidad posible, como lo pueden ser el acero inoxidable y PLA. Se hizo uso de software de modelado 3D como SolidWorks (Dassault Systèmes, Suresnes, Francia), para generar los archivos CAD, y se utilizaron técnicas de fabricación como la impresión 3D, que permitió una producción rápida y precisa de mecanismos de la prótesis, lo que facilitó el proceso de pruebas.

Posteriormente, al elegir el mecanismo más adecuado, se utilizaron el mismo software SolidWorks en su complemento de simulación de elementos finitos, el cual

permitió la simulación del comportamiento de los materiales, su geometría y la evaluación de la resistencia de los mecanismos bajo las cargas determinadas. Para ello se seleccionaron elementos críticos, a los cuales les serán aplicadas cargas que repliquen las condiciones comunes.

### **5.3 Diseño de detalle**

En esta fase del proyecto, se llevó a cabo la elaboración detallada del diseño de la muñeca protésica, a partir de las propiedades y geometrías identificadas en etapas previas. Para lograrlo, se usó las herramientas SolidWorks (Dassault Systèmes, Suresnes, Francia), que permitió la creación de todos los documentos y planos necesarios para la producción del prototipo. En este sentido, se elaboró un diseño que incluye la geometría exacta del prototipo, en el que se contempla todos los detalles necesarios para su correcta fabricación, como la forma y dimensiones precisas de cada una de sus partes y componentes, y los materiales de los que deben ser fabricados.

Además, se elaboró un plano de ensamble, en el que se especificó las piezas que conforman la muñeca y cómo se interconectan entre sí, garantizando así la correcta integración de todos los elementos. Asimismo, se elaboró un listado de partes, que incluye todos los componentes necesarios para la construcción de la muñeca protésica, de manera que se puedan adquirir de manera eficiente todos los elementos necesarios para la fabricación del prototipo.

### **5.4 Evaluar el desempeño**

En última instancia, fue necesario realizar una evaluación de todo el trabajo previamente llevado a cabo. Para ello, se requirió de la fabricación de un prototipo. La fabricación del prototipo se realizó en el centro de automatización de procesos (CAP) de la Pontificia Universidad Javeriana Cali, donde se usaron las impresoras

3D modelo Dremel 30 y Dremel 40 (Dremel, Wisconsin, Estados Unidos). Posteriormente, se midió el desempeño del prototipo, para ello, se midieron los grados de acción de la muñeca y se compararon con el rango de movimiento necesario. Este proceso de evaluación permitió identificar cualquier posible área de mejora y ajustar el prototipo en consecuencia, para garantizar su eficacia y funcionalidad óptimas.

## 6. Restricciones

**Peso:** Una de las principales limitaciones del diseño de una muñeca protésica es el peso. La prótesis debe ser lo suficientemente ligera para que el usuario pueda llevarla cómodamente todo el día sin fatiga ni problemas de equilibrio. Además, el peso de la prótesis también puede afectar la capacidad del usuario para realizar tareas diarias, como levantar objetos o realizar movimientos precisos. Por lo tanto, es importante diseñar un dispositivo lo más ligero posible, que no comprometa la funcionalidad y la durabilidad del dispositivo. La medida del peso se puede estimar con el peso de algunas prótesis en el mercado que son entre 96g [23], 100g y 120g [24].

**Área transversal:** La limitación del área de la sección transversal es un factor clave a tener en cuenta al diseñar prótesis de muñeca. La muñeca es una articulación compleja que puede realizar varios movimientos. Por lo tanto, es importante que la prótesis se ajuste al tamaño y la forma de la mano del paciente para un funcionamiento óptimo.

Por lo tanto, el área de la sección transversal de la prótesis debe ajustarse adecuadamente al tamaño y la forma de la extremidad del paciente para garantizar función y comodidad. Esta área se puede simplificar a tomar la circunferencia que rodea la muñeca humana, siendo de 166 mm el promedio.

**Longitud:** La altura del brazo amputado es un factor clave a tener en cuenta a la hora de diseñar una prótesis de muñeca. Si la prótesis no está diseñada teniendo en cuenta la altura de la amputación, puede ser demasiado larga, comprometiendo la comodidad y la función del usuario. Una prótesis demasiado larga puede dificultar que el usuario realice sus actividades diarias, al interferir el rango de movimiento y el agarre. Igual que antes, se estima la medida de longitud de la muñeca, teniendo en cuenta que la longitud de algunas prótesis en el mercado que son entre 25 mm [24] y 50 mm [23].

**Movimientos:** Las prótesis de muñeca deben diseñarse para permitir que el paciente realice el tipo de movimiento necesario para las actividades diarias, incluida la flexión y extensión de la muñeca. Además, la prótesis debe satisfacer las necesidades individuales del paciente para que pueda realizar sus actividades diarias con la mayor funcionalidad y eficacia posible. Los rangos de movimientos para ejecutar las ADL necesarias se encuentran definidos; para ambos sentidos del movimiento de flexión-extensión entre 50° y 70°, y para el movimiento de desviación ulnar-radial entre 18° y 40°.

## **7. Diseño conceptual**

Se utilizó la metodología de diseño Cross, la cual está orientada a resolver un problema primordial, abordando y solucionando los problemas secundarios planteados.

### **7.1 Árbol de objetivos**

Los objetivos propuestos en el diagrama de árbol que se evidencia en la Figura 19, se establecieron a partir del objetivo general y de cuatro objetivos que debían ser satisfechos por la prótesis.

- 1) Funcionalidad
- 2) Confiabilidad
- 3) Comodidad
- 4) Fácil mantenimiento

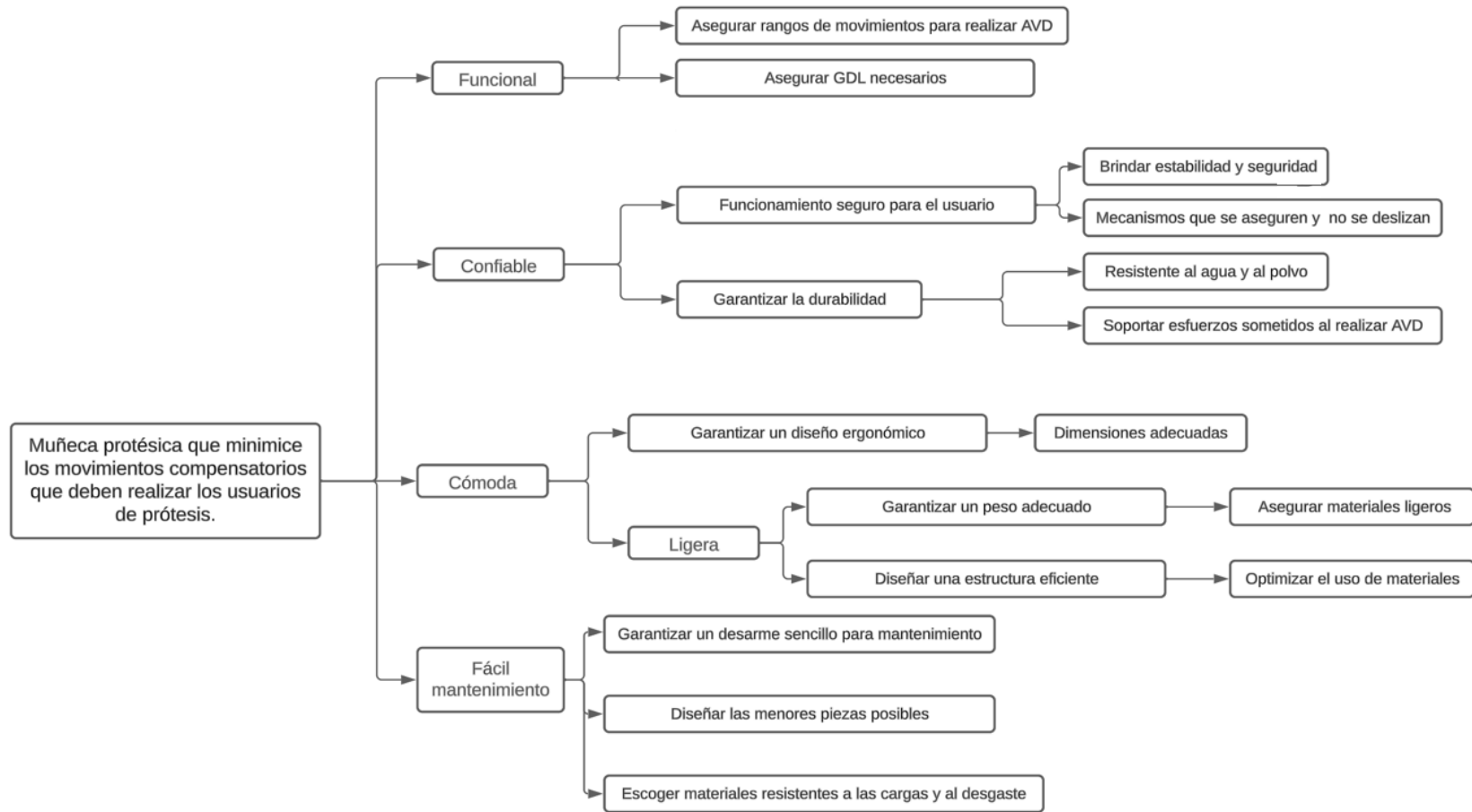


Figura 19. Árbol de objetivos

## 7.2 Diagrama de caja negra

En este caso, se planteó una única entrada, la cual es la fuerza que se presenta en las diferentes AVD. Se espera que esta única entrada de como salida los dos movimientos que se establecieron para la muñeca protésica. El diagrama de caja negra se evidencia en la Figura 20.



Figura 20. Diagrama de caja negra para muñeca protésica.

## 7.3 Diagrama de caja transparente

A partir de los parámetros de entrada y salida especificados en el diagrama de caja negra, se formulan diversas funciones, mediante las cuales las entradas se transforman en resultados específicos. Este proceso se encuentra representado de manera esquemática en el diagrama de caja transparente, como se ilustra en la Figura 21. En este contexto, se pueden identificar un total de siete funciones, las cuales guardan coherencia con lo establecido en el árbol de objetivos. Estas funciones se han empleado posteriormente en el diagrama morfológico con el propósito de generar alternativas de solución.

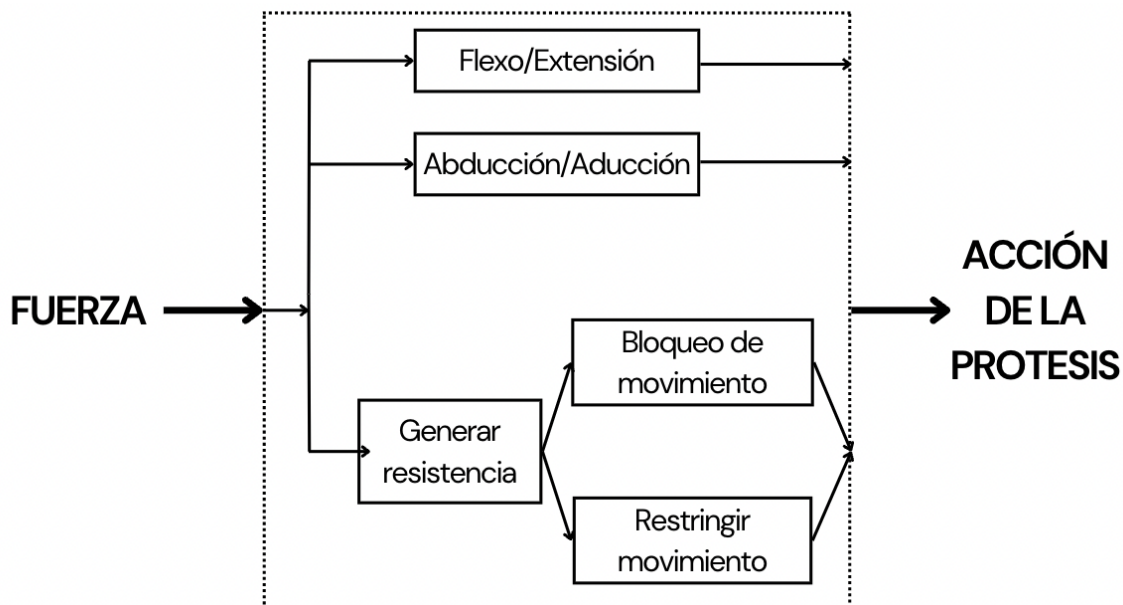


Figura 21. Diagrama caja transparente

#### 7.4 Fijación de requerimientos

Se debe definir límites para determinar qué alternativas son adecuadas y cuáles no lo son. Se han establecido varios requerimientos y se ha determinado si cada uno es un objetivo deseado o una necesidad absoluta para que la prótesis funcione correctamente. En la Tabla 2 se presentan de manera clara los requisitos identificados, categorizándolos como demanda o deseo, y se incluye el rango de magnitud en el que espera que se presenten.

Tabla 2. Requerimientos

No.	Demanda [D]	Deseo [W]	Requerimientos	Magnitud
1	x		Flexo/Extensión	Rango 50°- 70°
2	x		Abducción/Aducción	18°- 40°
3	x		Peso	120 g
4	x		Área transversal	Perímetro 166 mm
5	x		Carga	10 Kg
6	x		Longitud	50 mm
7	x		Materiales	Resistente a la corrosión
8		x	Estética	

### 7.5 Determinación de características

Se procede a identificar cuáles son las características que deben ser priorizadas en el diseño, esta priorización debe ser coherente tanto con los objetivos y requerimientos planteados en las secciones anteriores, como con las demandas y deseos del usuario. Se construyó una matriz, conocida como la casa de la calidad la cual se evidencia en la Figura 22, que permite comparar las necesidades de los usuarios con los requerimientos de diseño establecidos. Esta información fue tomada del proyecto “Rediseño implementación y evaluación de la efectividad de la prótesis mioeléctrica Aktio”, financiado por Minciencias con la convocatoria 841.

Atributos del cliente	Valor	Porcentaje (%)								
			Flexo/ extensión	Abducción/ Aducción	Peso	Perímetro	Carga	Longitud	Materiales	Estética
<b>Comodidad</b>	11,3	15	9	9	9	9	9	9	3	6
<b>Bajo peso</b>	9,9	13	6	6	9	9	9	9	9	6
<b>Durabilidad/Mantenimiento</b>	10,9	14	3	3	6	6	6	3	6	3
<b>Precisión</b>	7	9	9	9	6	6	9	6	0	0
<b>Facil de poner y quitar</b>	6,6	9	0	0	3	3	0	3	0	3
<b>Entrenamiento para usos</b>	6	8	6	6	0	0	0	0	0	0
<b>Apariencia</b>	5,4	7	3	3	3	6	6	3	6	0
<b>Fácil limpieza</b>	5,1	7	3	3	0	0	0	0	0	0
<b>Costo</b>	6	8	0	0	6	3	6	3	6	3
<b>Impermeable</b>	9	12	0	0	0	0	0	0	0	0
Medidas Objetivos	Unidades de medición		°	°	g	mm	Kg	mm		
	Diseño actual		60	60	120	160	10	60		
	Hosmer ...		70	70	74	160		50		
TOTAL	Importancia atribuida (%)		13	13	15	14	15	13	10	8
	VALORES META		70	70	80	150	10	55		

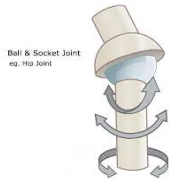
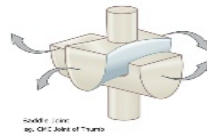
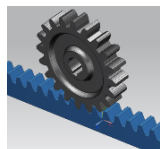
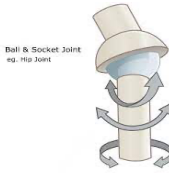
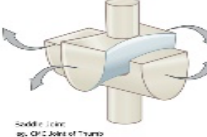




Figura 22. Casa de la calidad

## 7.6 Diagrama morfológico

Se deben generar distintas alternativas de solución que suplan las funciones del dispositivo identificadas previamente. De esta manera se construye la matriz morfológica, para cada función se plantean tres posibles soluciones. En la Tabla 3 se evidencian estas alternativas, en la primera se plantea una junta esférica o rotula para proporcionar los movimientos de flexo/extensión y abducción/aducción, para generar resistencia se plantea un sistema de fricción como se vio en secciones anteriores. En la segunda alternativa se plantea una “junta de silla”, de igual manera para proporcionar ambos movimientos, y un sistema de resortes para generar resistencia. Finalmente, la tercera alternativa se propone un sistema de piñón y

cremallera para realizar el movimiento de flexión/extensión, un sistema de resortes para proporcionar el movimiento de abducción/aducción y un sistema de fricción ajustable por medio de un tornillo para generar resistencia.

Tabla 3. Matriz morfológica.

Solución / Función	1	2	3
Realizar Flexo/Extensión	 <p>Ball &amp; Socket Joint eg. Hip Joint</p>	 <p>Revolute Joint eg. Elbow Joint of Trunk</p>	
Realizar Abducción/Aducción	 <p>Ball &amp; Socket Joint eg. Hip Joint</p>	 <p>Revolute Joint eg. Elbow Joint of Trunk</p>	
Generar resistencia			

## 7.7 Evaluación de alternativas

A partir de la elaboración del diagrama morfológico, donde se generaron distintas alternativas, se debe evaluar cada una para finalmente seleccionar la más apropiada. Estas calificaciones se realizaron según el cumplimiento o aporte a los requerimientos determinados en la Tabla 2, se utilizó una escala de 1 a 5, donde 1 es el mínimo valor de aporte al requerimiento y 5 es el valor máximo de aporte.

Después de esta calificación, se utilizaron los pesos de importancia que resultaron de la casa de la calidad y se ponderaron con los resultados obtenidos como se evidencia en la Tabla 4. Finalmente se evidencia que la alternativa de solución que

más se acerca a cumplir los requerimientos determinados es la solución 1 con un valor de 4,6. La solución 2 obtuvo una calificación de 4,3 y la solución 3 obtuvo una calificación de 3,7.

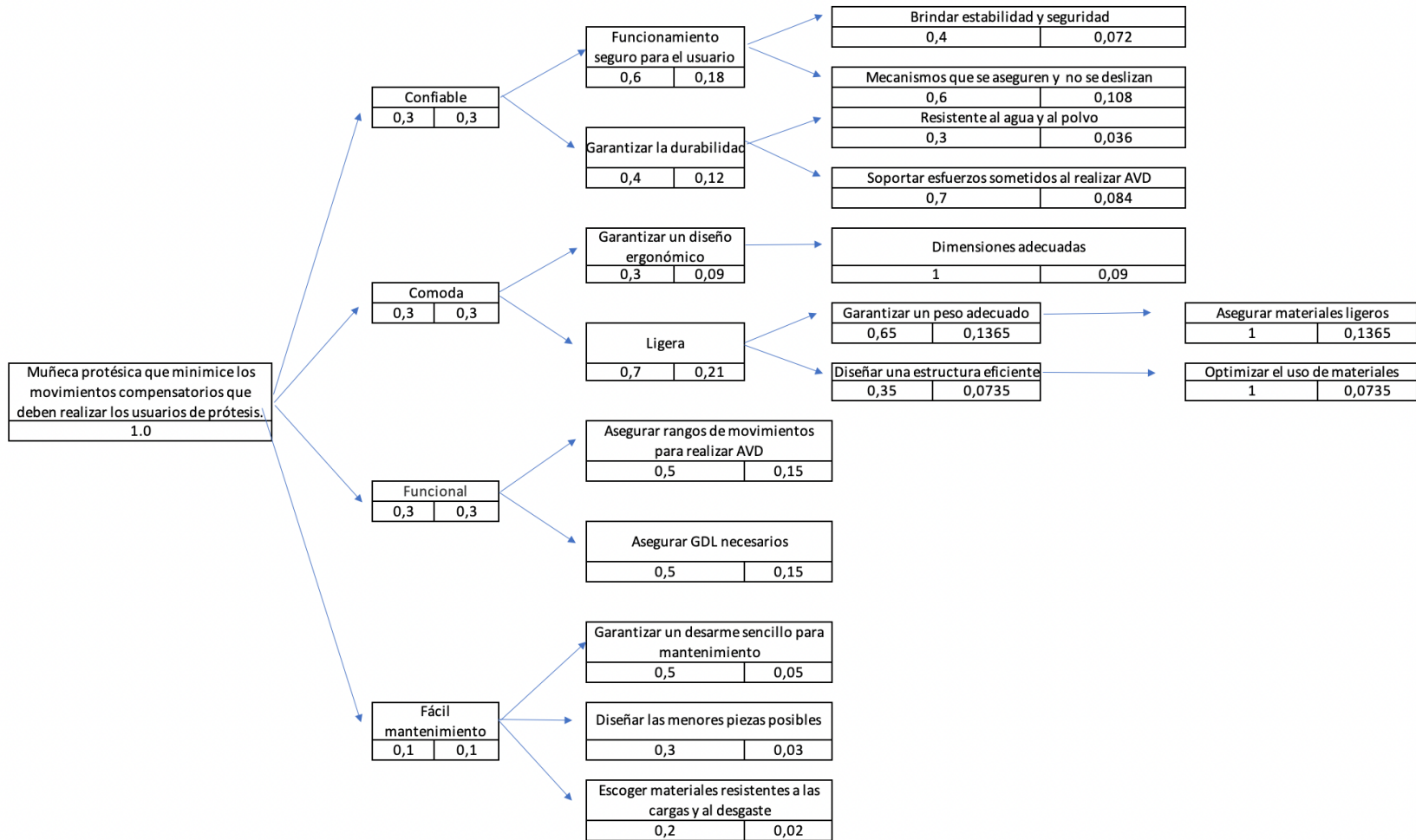


Tabla 4. Evaluación de alternativas

Objetivo	Peso	Alternativa1		Alternativa2		Alternativa3	
		Calificación	Valor ponderado	Calificación	Valor ponderado	Calificación	Valor ponderado
Brindar estabilidad y seguridad	0,072	5,00	0,36	4,00	0,29	3,50	0,25
Mecanismos que se aseguren y no se deslizen	0,108	5,00	0,54	3,50	0,38	3,50	0,38
Resistente al agua y al polvo	0,036	4,50	0,16	3,50	0,13	3,50	0,13
Soportar esfuerzos sometidos al realizar AVD	0,084	4,50	0,38	4,50	0,38	4,00	0,34
Dimensiones adecuadas	0,090	4,00	0,36	4,00	0,36	3,50	0,32
Asegurar materiales ligeros	0,137	4,50	0,61	4,50	0,61	4,50	0,61
Optimizar el uso de materiales	0,074	4,50	0,33	4,50	0,33	4,50	0,33
Asegurar rangos de movimientos para realizar AVD	0,150	4,50	0,68	4,50	0,68	3,00	0,45
Asegurar GDL necesarios	0,150	5,00	0,75	5,00	0,75	3,00	0,45
Garantizar un desarme sencillo para mantenimiento	0,050	4,50	0,23	4,50	0,23	4,00	0,20
Diseñar las menores piezas posibles	0,030	4,00	0,12	4,00	0,12	4,00	0,12
Escoger materiales resistentes a las cargas y al desgaste	0,020	4,50	0,09	4,50	0,09	4,50	0,09
			4,6		4,3		3,7

## 8. Cálculos y pruebas de concepto

En esta etapa se llevaron a cabo una serie de pruebas de concepto, con el fin de identificar procesos, materiales, mecanismos y geometrías más apropiadas para la elaboración del diseño. Se probaron mecanismos de pequeña escala hechos en impresión 3D, y se determinaron los que cumplían con la función principal de la prótesis.

### 8.1 Mecanismo con dos grados de libertad

Teniendo en cuenta las alternativas de solución propuestas en el diagrama morfológico y evaluadas en la Tabla 3 y Tabla 4, se escogieron las dos mejores soluciones propuestas en satisfacer los movimientos de flexión/extensión y abducción/aducción, para ser sometidas a pruebas de concepto y definir cuál es la más adecuada en satisfacer esta función.

Se imprime en 3D un diseño sencillo de una “junta esférica” y una “junta de silla”, las cuáles se evidencian en la Figura 23. Finalmente, se concluyó que ambas juntas ofrecen los dos grados de libertad necesarios para ejecutar los movimientos que se buscan; sin embargo, se decide utilizar la “junta esférica” para realizar el diseño, puesto que se considera que brinda más estabilidad comparada con la “junta de silla”, además de esto, la configuración de rótula nos permite diseñar distintos sistemas para generar resistencia al movimiento, como un sistema de fricción, mientras que para una junta de silla, se dificulta su implementación.

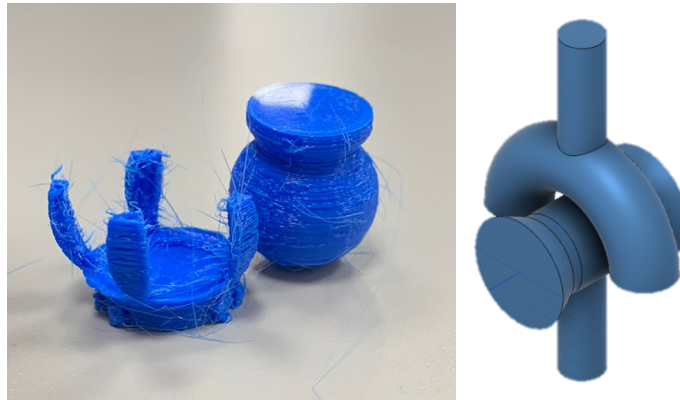


Figura 23. Junta esférica (izquierda) y junta de silla (derecha)

## 8.2 Mecanismo de fricción

Debido a las restricciones planteadas, el diseño de la muñeca protésica debe soportar hasta una carga de 98 N (equivalente a una masa de 10 Kg), es por esto que se hace necesario un sistema que le proporcione resistencia a la junta esférica antes definida. Gracias al diagrama morfológico, se plantearon distintas alternativas de solución, como utilizar un sistema de fricción, el cual no solo le proporciona resistencia al movimiento, sino que también brinda la posibilidad de configurarla gradualmente, dependiendo de la necesidad del usuario.

Este sistema para restringir el movimiento se basa en diseñar una rosca macho en la cara exterior de la base de la rótula, para posteriormente diseñar un acople roscado hembra, el cual en su cara superior presente una apertura que permita pesar el eje de la rótula y parte de la esfera, como se evidencia en la Figura 24.

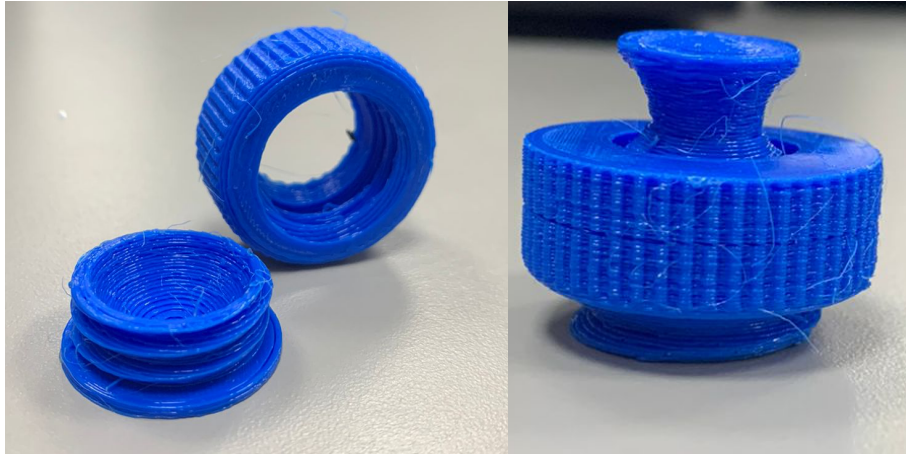


Figura 24. Base y acople roscado

Como se mencionó antes, este sistema permite restringir el movimiento de manera gradual, este funciona mediante el roscado de la base y el acople, el cual presiona la esfera de la rótula contra su propia base, mientras más se rosque, aumentará la fuerza que se ejerce sobre la rótula, provocando que se aumente la fricción y se restrinja el movimiento, siendo necesario aplicar mayor fuerza para moverlo.

Finalmente, se concluyó que este sistema de fricción funciona acorde a las expectativas, por lo que se decide diseñar un prototipo de este en PLA, con las dimensiones reales antes definidas, esto se evidencia en la Figura 25.



Figura 25. Prototipo 1. Junta con sistema de fricción

### 8.3 Mecanismo sub-actuado

Durante la ejecución de las anteriores pruebas de concepto, se evidenció que luego de ejecutar un movimiento, el eje de la rótula quedaba orientado en la dirección de este, es decir, el eje de la rótula no quedaba nuevamente centrado, en una correcta posición para realizar un siguiente movimiento, es por esto que fue necesario implementar un sistema que corrigiera este inconveniente.

El sistema planteado consiste en un sistema de resortes, el cual funciona mediante la unión de capas de elastómeros con el del eje de la rótula, centrado sobre la circunferencia de la muñeca protésica e instalado bajo tensión. Para validar esta idea se imprimió en 3D el sistema anteriormente determinado, al cual se le integraron unos soportes para ubicar el elástico, en este caso se utilizó un globo para realizar la prueba de concepto, como se evidencia en la Figura 26.



Figura 26. Prototipo 2. Prueba de concepto elástico

A partir de la prueba de concepto se concluyó que el uso del elástico era una alternativa viable, sin embargo, se diseñó otra estructura para ubicar el elástico, ya que la configuración que se presentó posiblemente presentaría problemas. De esta manera se decidió diseñar una abrazadera, la cual aprisionaría la capa de elastómeros a la estructura como se en la Figura 27.



Figura 27. Prototipo 3. Función de la abrazadera

Se debe tener en cuenta que este sistema no proporcionara mayor resistencia al movimiento. En el momento en que la muñeca protésica sea sometida a una carga, el resorte se elonga y permite la ejecución del movimiento, sin embargo, al momento en que no se presente más la carga sobre la muñeca, el resorte regresa a su posición original, llevando consigo el eje de la rótula y centrándolo nuevamente, esto se evidencia en la Figura 28. El peso que soporta el elástico se estudia en futuras secciones.



Figura 28. Prototipo 3. Sistema sub-actuado

## 8.4 Cálculos

Finalmente, se realizaron las pruebas de concepto a los distintos mecanismos y geometrías que lograban cumplir con la función principal de la prótesis, de esta práctica resultó un prototipo final, el cual se evidencia en la Figura 29. Estos mecanismos y prototipos fueron sometidos a un análisis de elementos finitos, para determinar si el diseño es viable o si, por el contrario, se deben tomar decisiones de mejora.

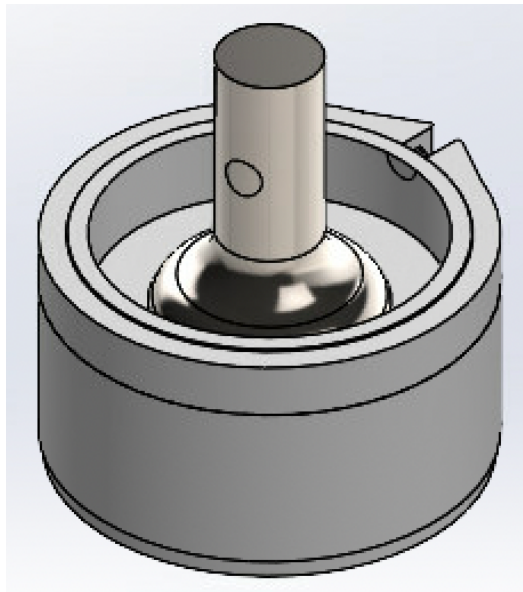


Figura 29. Ensamblaje

Previamente se comentó que el sistema elástico no iba a generar mayor restricción al movimiento, ya que esto se evidenció mediante las pruebas de concepto, sin embargo, se realizó un análisis estático para conocer este comportamiento y además, definir si con la carga máxima, el eje de la rótula hace contacto con la estructura, o si por el contrario, el elástico no lo permite. El diagrama de cuerpo libre se evidencia en la Figura 30.

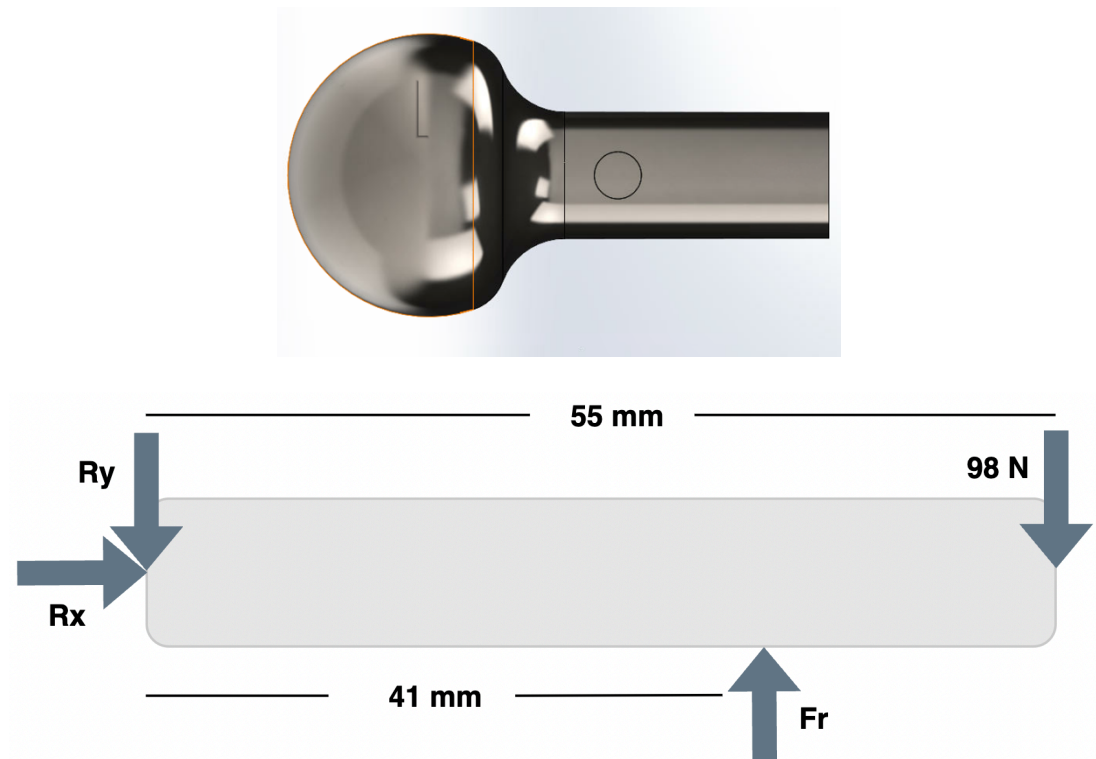


Figura 30. Diagrama de cuerpo libre

$$\Sigma Fy = 0$$

$$Fr = 98N + Ry$$

$$Ry = Fr - 98N$$

$$\Sigma Fx = 0$$

$$Rx = 0$$

$$\Sigma M = 0$$

$$98N * 0,055m - Fr * 0,041m = 0$$

$$\mathbf{Fr = 132N}$$

$$Ry = 132 - 98N$$

$$\mathbf{Ry = 34N}$$

Inicialmente, a partir del análisis estático, se determinó que la fuerza de reacción en el punto de contacto entre el eje de la rótula y la estructura de la prótesis era de 132N. Luego de esto, fue necesario hallar la fuerza que ejercía el elástico sobre el eje de la rótula, si esta superaba los 132N, nos indicaría que el elástico restringiría

el movimiento, o si por el contrario no lo superaba, indicaría que la estructura restringiría el movimiento.

Para esto, fue necesario hallar la constante elástica  $K$  mediante mediciones de ensayo aplicando la ley de Hooke. Este ensayo se realizó en el laboratorio de física de la Pontificia Universidad Javeriana como se evidencia en la Figura 31. Se utilizaron pesas de distintas masas dispuestas para estos ensayos y se tomaron las distancias resultantes, estos valores se evidencian en la Tabla 5.



Figura 31. Ensayo de laboratorio ley de Hooke

Tabla 5. Datos ensayo ley de Hooke

Peso (Kg)	Diferencia de distancia (m)
1,96	0,005
4,9	0,010
9,8	0,020
14,7	0,028
19,6	0,033

Luego de obtener los resultados y medidas del ensayo, se hace uso del software Matlab, para modelar y graficar la curva, donde la pendiente de la recta normalizada es la constante elástica K. En la Figura 32. se evidencia el diagrama de la curva obtenida, de la recta normalizada y la ecuación de esta.

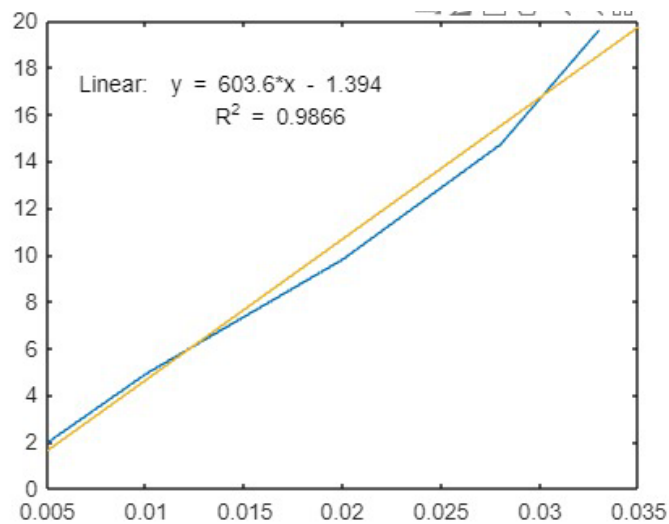


Figura 32. Grafica obtenida por Matlab

La constante elástica K es la pendiente de la recta normalizada. Se conoce que el desplazamiento del eje de la rótula, desde su posición inicial hasta su posición máxima es de 15 mm, se aplica la ley de Hooke para conocer el valor de la fuerza que ejerce el resorte.

$$F_{\text{resorte}} = 603,6 \frac{N}{m} * 0,015 m$$

$$F_{\text{resorte}} = 9 N$$

Finalmente, se concluyó que la fuerza que proporciona el resorte no es suficiente para contrarrestar la fuerza ejercida por la carga, como se supuso inicialmente en las pruebas de concepto. Gracias a esto se definió que al momento de presentarse la carga máxima (98N), el eje de la rótula haría contacto con la estructura de la prótesis. Se hace necesario realizar un análisis estático para esta situación, estableciendo este contacto como un soporte fijo y restringiendo los movimientos de la rótula.

Se utilizó el software SolidWorks (Dassault Systèmes, Suresnes, Francia), en su complemento de simulación para realizar el análisis estático, es importante recalcar que principalmente se estudió la rótula, ya que se consideró como la pieza más propensa a fallar debido a que la carga se aplica directamente sobre esta, sin embargo, posteriormente se analizó de igual manera la estructura donde la rótula ejercía contacto.

Inicialmente, se estableció el área de contacto entre la estructura de la prótesis y el eje de la rótula, mediante la creación de un nuevo plano y la implementación de la función línea de partición como se evidencia en la Figura 33.

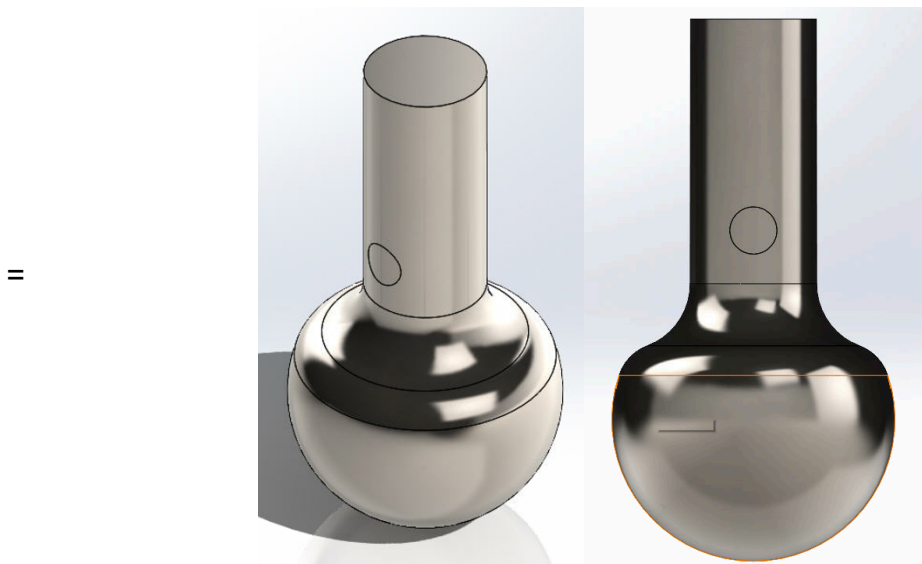


Figura 33. Punto de contacto eje de la rotula

Se procedió al módulo de simulación y se inició el estudio, donde se definió el material como acero inoxidable 316 debido a sus propiedades, estas se presentan en la Tabla 6. Además de esto, se estableció la carga máxima sobre el extremo del eje de la rótula, se restringieron los movimientos de ésta y se ubicó el soporte fijo en el punto antes creado, esto se evidencia en la Figura 34.

Tabla 6. Propiedades del acero AISI 316 de SolidWorks

Propiedad	Valor	Unidades
Modulo elástico	$2 \times 10^{11}$	N/m <sup>2</sup>
Coefficiente de Poisson	0,265	N/D
Modulo cortante	$8,2 \times 10$	N/m <sup>2</sup>
Densidad de masa	8027	Kg/m <sup>3</sup>
Límite de tracción	485000000	N/m <sup>2</sup>
Limite elástico	170000000	N/m <sup>2</sup>

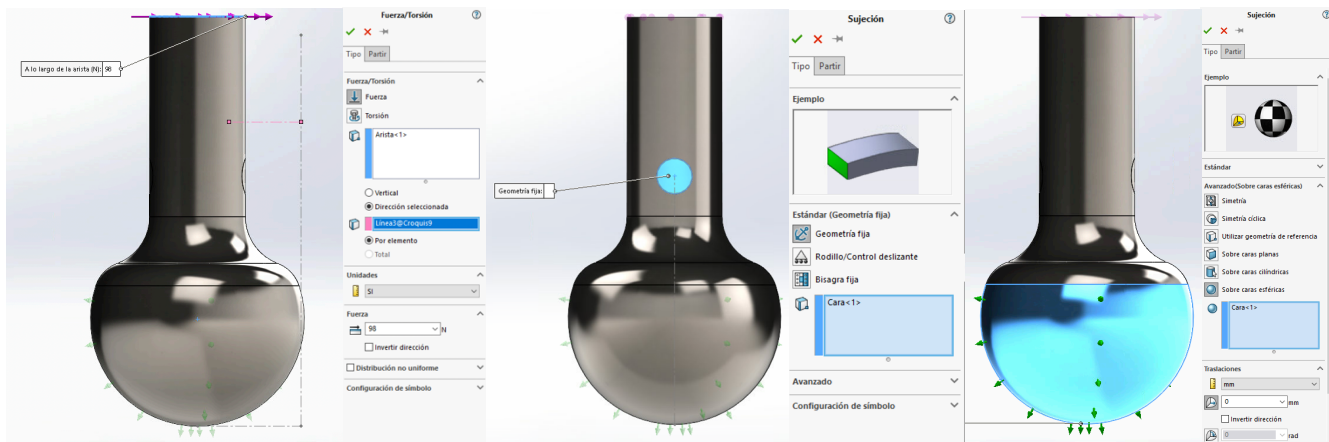
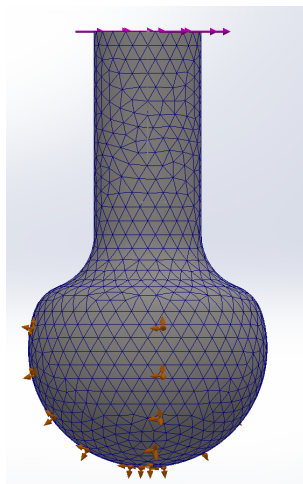


Figura 34. Carga máxima, restricción de movimiento y soporte fijo

Finalmente, se creó el mallado con la refinación al máximo para obtener los resultados más reales posibles, como se evidencia en la Figura 35. Después de esto, se ejecutó el estudio, los resultados de este, tales como las fuerzas de reacción, esfuerzos mínimos, esfuerzos máximos y factor de seguridad, se evidencia en la Figura 36.



Nombre de estudio	Análisis estático 2* (-Predeterminado-)
Detalles Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado	Malla basada en curvatura de combinado
Puntos jacobianos para malla de alta calidad	16 puntos
Tamaño máx. de elemento	0.5 mm
Tamaño mín. de elemento	0.5 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Número total de nodos	734354
Número total de elementos	523416
Cociente máximo de aspecto	4.3456
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto < 3	100
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto > 10	0
Porcentaje de elementos distorsionados	0
Número de elementos distorsionados	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss)	00:00:20
Nombre de computadora	SIMULACION33

Figura 35. Datos de mallado

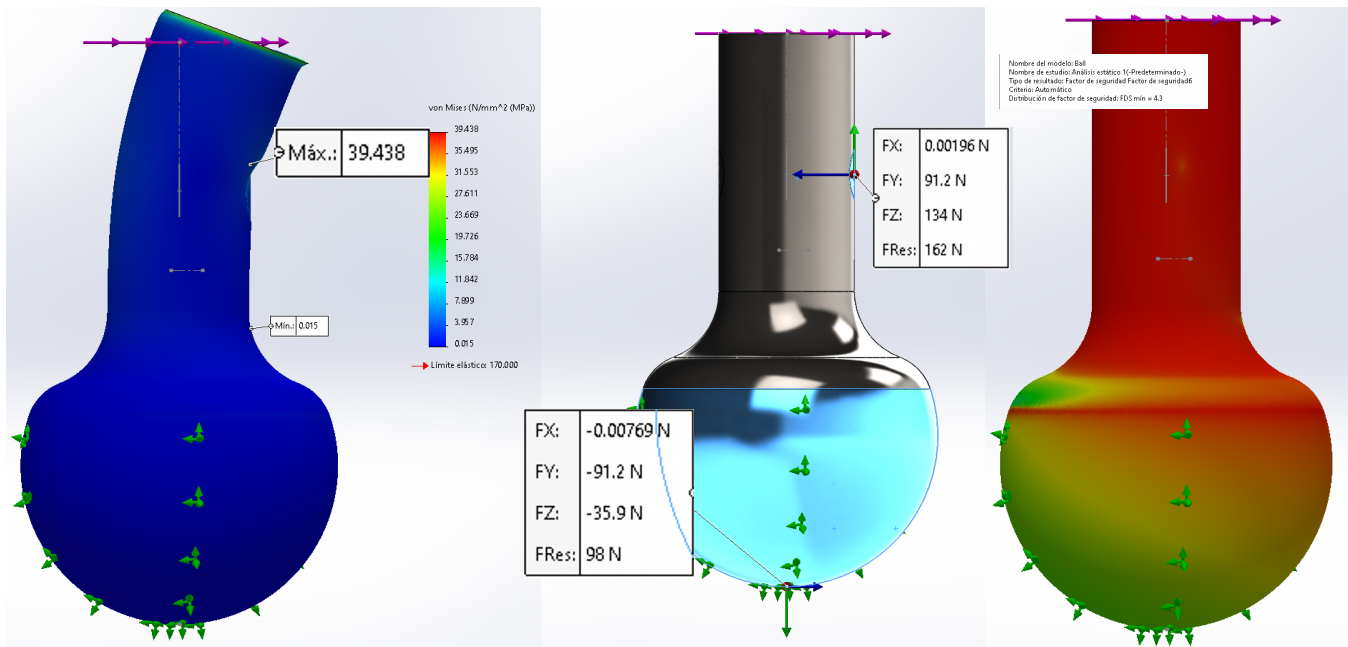


Figura 36. (a) Esfuerzo máximo y mínimo (b) Reacciones (c) Factor de seguridad

Se evidenció que el esfuerzo máximo es de 40 MPa y se encontró en la parte superior del punto de contacto entre la estructura y el eje de la rótula. Se evidencia que la fuerza resultante  $F_r$  es de 134N, la cual coincide con las fuerzas encontradas mediante el análisis estático. Además de esto, la pieza presenta un factor de seguridad de 4,3, por lo que se concluyó que el diseño presentado no fallaría.

Gracias a estos resultados, se decidió de igual manera realizar un estudio de elementos finitos a la estructura con la que esta pieza haría contacto, la cual es la parte superior del acople roscado de la prótesis. Al igual que en el procedimiento anterior, se ubicó el punto de contacto con la función línea de partición como se evidencia en la Figura 37.

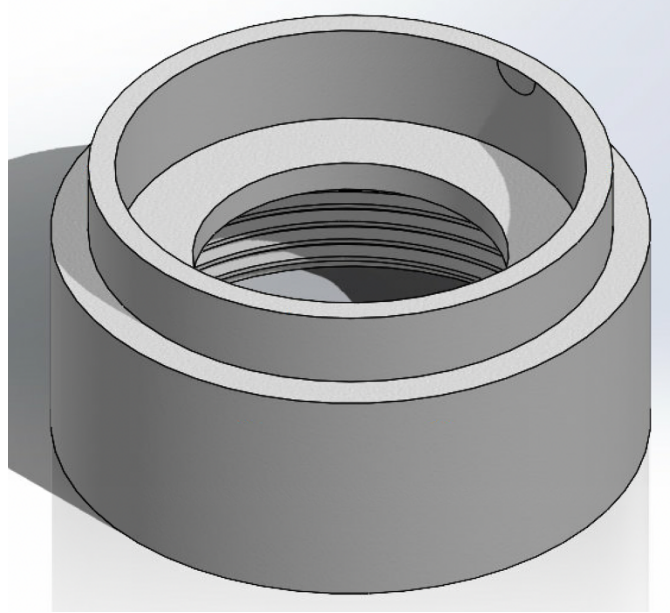


Figura 37. Punto de contacto acople roscado

Como en el procedimiento anterior, se inicia el módulo de simulación, donde se definió el material PLA, el cual se utiliza en las impresoras 3D de la Javeriana Cali. Las propiedades de este material se presentan en la Tabla 7, las cuáles se obtuvieron de la web MatWeb, ya que el software no contaba con este.

Tabla 7. Propiedades PLA [23]

<b>Propiedad</b>	<b>Valor</b>	<b>Unidades</b>
Modulo elástico	3600000000	N/m <sup>2</sup>
Coefficiente de Poisson	0,380	N/D
Modulo cortante	3000000000	N/m <sup>2</sup>
Densidad de masa	1300	Kg/m <sup>3</sup>
Límite de tracción	49000000	N/m <sup>2</sup>
Limite elástico	79000000	N/m <sup>2</sup>

Se estableció la carga de 134N, la cual es la reacción encontrada anteriormente para este mismo punto de contacto, además de esto, se ubicó como soporte fijo la cara interna del acople, la cual estaría roscada a la base, esto se evidencia en la Figura 38.

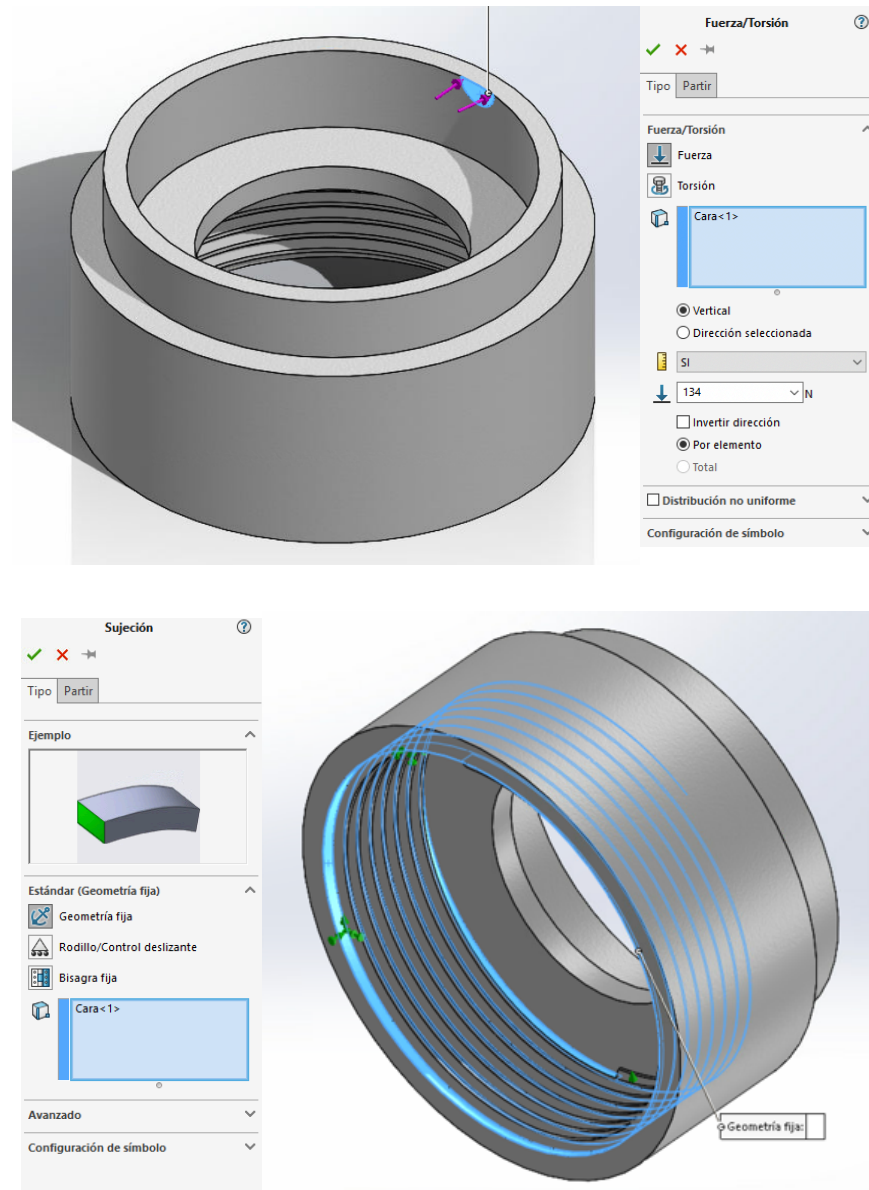


Figura 38. Fuerza y sujeción fija

Luego de esto, se creó el mallado con la refinación al máximo para obtener los resultados más reales posibles, como se evidencia Figura 39. los resultados de este, tales como las fuerzas de reacción, esfuerzos mínimos, esfuerzos máximos y factor de seguridad, se evidencia en la Figura 40.

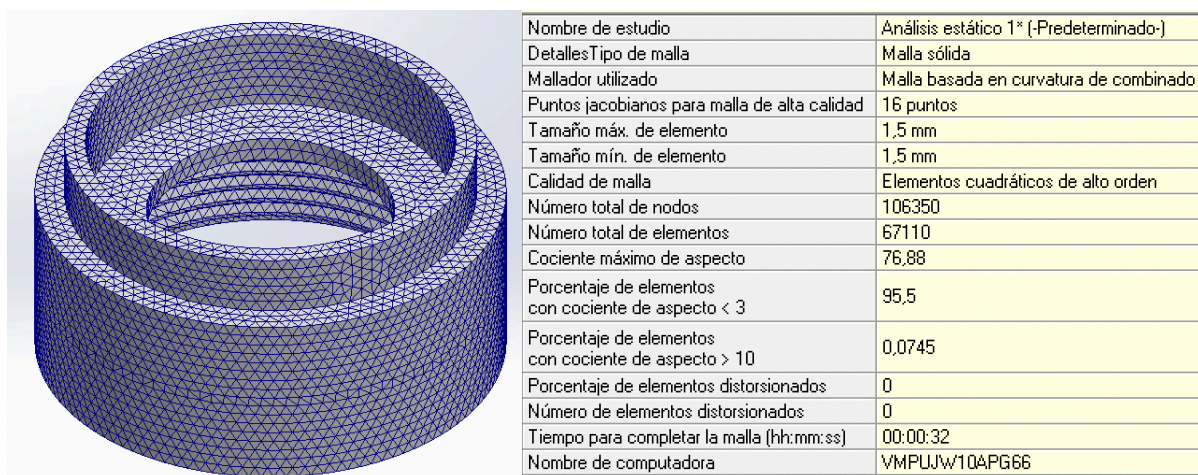


Figura 39. Datos de mallado

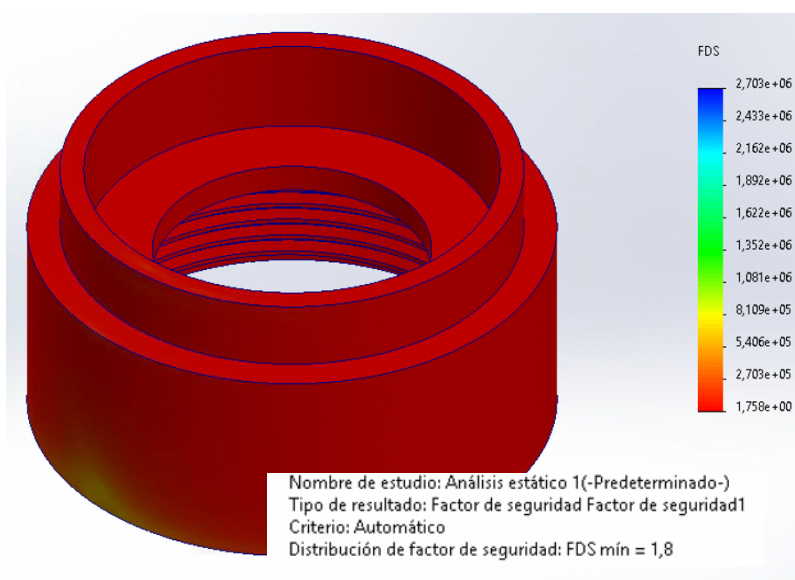


Figura 40. a) Esfuerzo máximo y mínimo (b) Reacciones (c) Factor de seguridad

Finalmente, se evidencio que el esfuerzo máximo es de 45 MPa y se encontró en el punto de contacto con el eje de la rótula. Además de esto, la pieza presenta un factor de seguridad de 1,8. Aunque el factor de seguridad no es bajo, se debe tener en cuenta que el análisis se realiza suponiendo que la pieza es completamente sólida, sin embargo, al utilizar PLA por medio de la impresión 3D, se conoce que este proceso se realiza por capas, lo que alteraría la distribución de esfuerzos, se debe prestar atención a esto en futuros estudios.

## 9. Diseño de detalle

En la Figura 41 se evidencia el render 3D de las piezas del diseño y del ensamble. Además de esto, en la Figura 42 se evidencia el plano con la vista explosionada del ensamble y su lista de materiales correspondiente. Los planos de cada pieza se presentan en el anexo A.

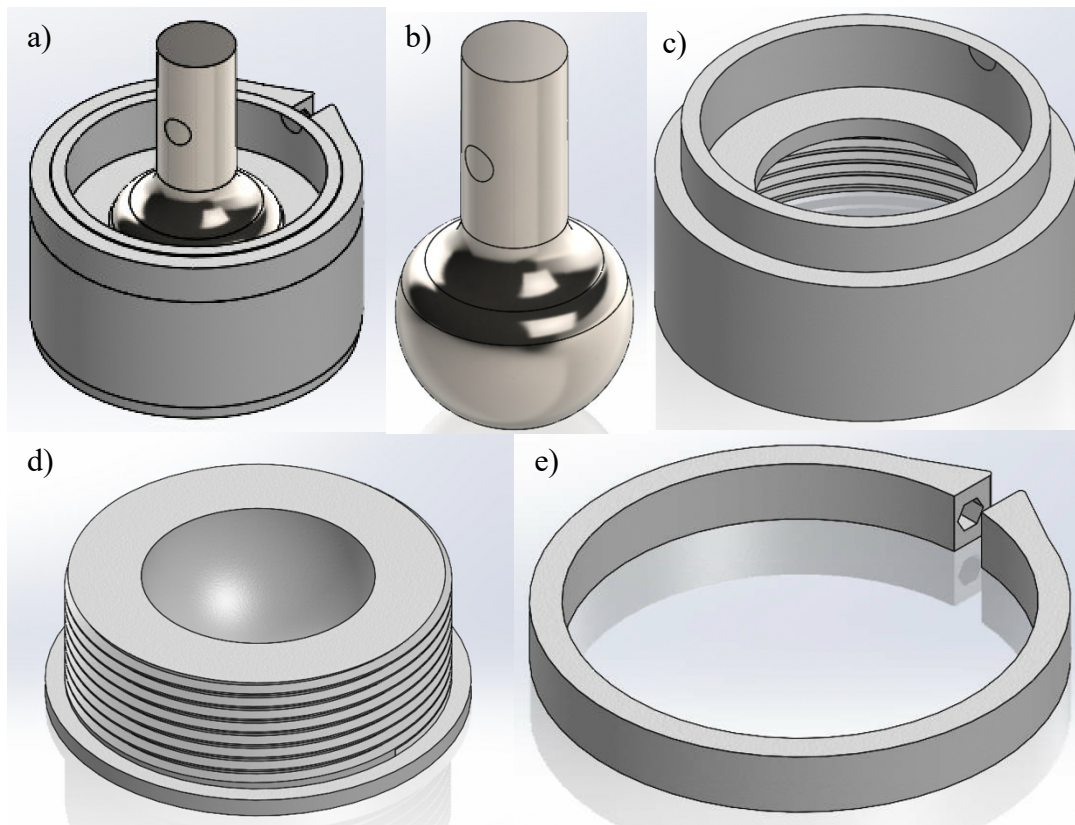


Figura 41. a) Ensamble, b) junta esférica c) acople roscado  
d) base de junta roscada y e) abrazadera

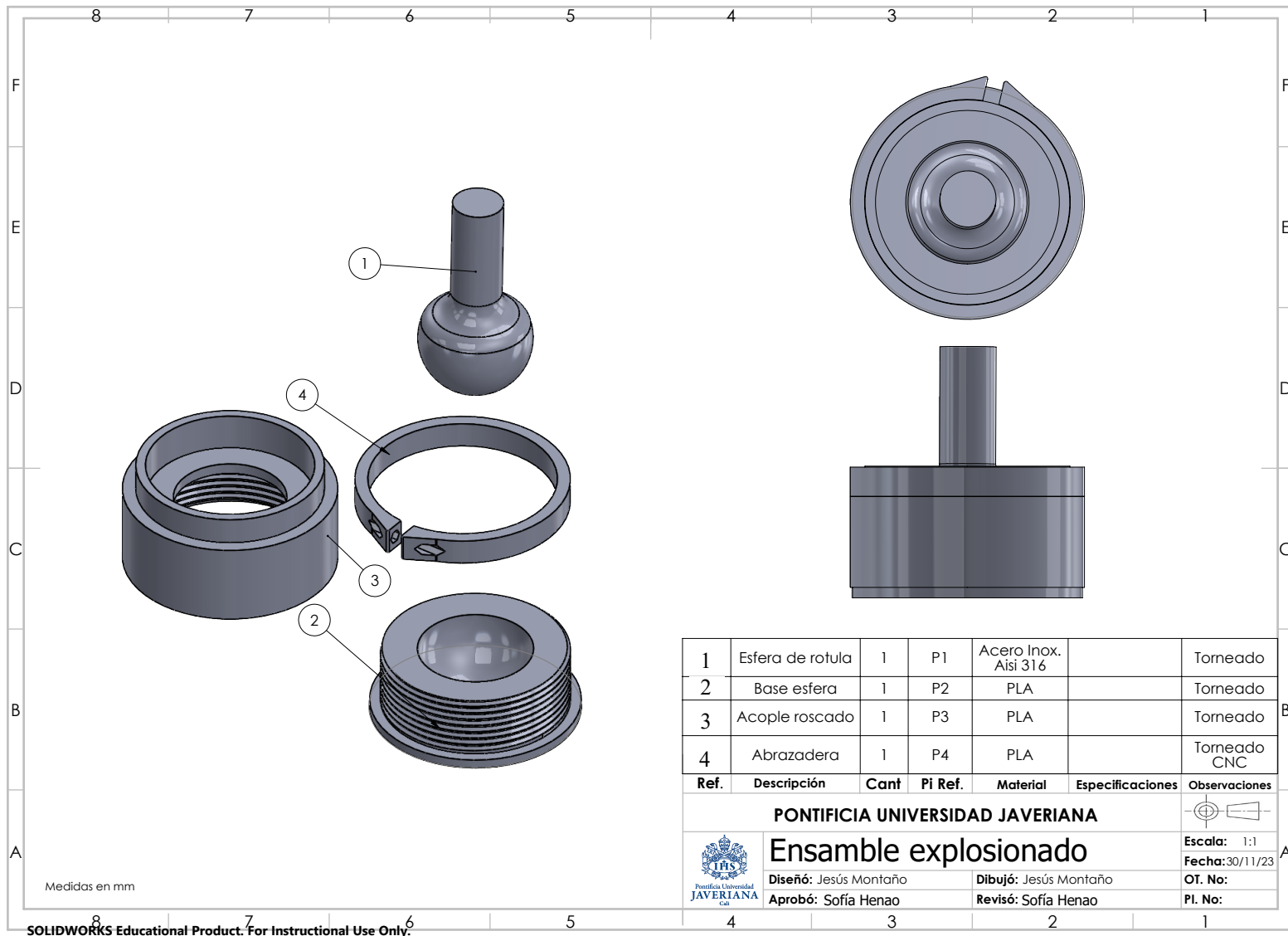


Figura 42. Vista explotada del ensamble y lista de materiales



## 10. Evaluar el desempeño

### 10.1 Fabricación

Para la fabricación del diseño se contó con la disposición del Centro de Automatización de Procesos CAP de la Pontificia Universidad Javeriana Cali, se utilizaron las impresoras 3D Dremel 40 (Dremel, Wisconsin, Estados Unidos) para la impresión de todas las piezas. Inicialmente se propuso fabricar la junta esférica en acero inoxidable AISI 316; sin embargo, no fue posible por cuestiones de tiempo y se propone realizarlo en futuros estudios. En la Figura 43 se evidencian las piezas fabricadas.



Figura 43. Piezas impresas 3D

### 10.2 Pruebas

Se realizaron pruebas para evaluar el desempeño del diseño; se utilizó el software Tracker (Open Source Physics, Davidson, Estados Unidos), para verificar los rangos de movimientos posibles como se evidencia en la Figura 44.

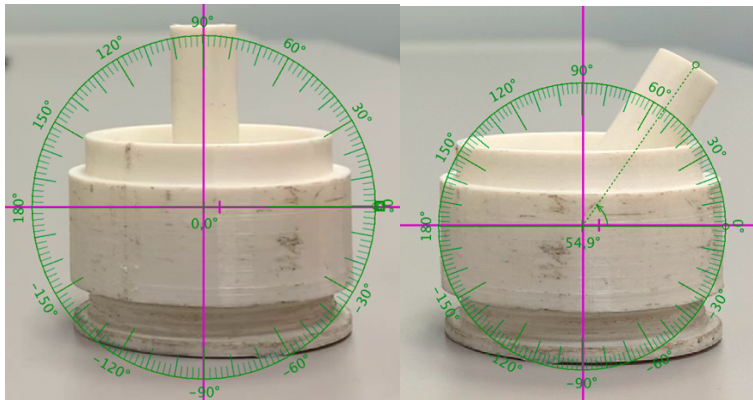


Figura 44. Medida ángulo de rango de movimiento

Se utilizo una gramera calibrada de un laboratorio del edificio guayacanes de la Pontificia Universidad Javeriana Cali para pesar el prototipo, como se evidencia en la Figura 45 este cuenta con un peso de 37 gramos.



Figura 45. Pesaje del prototipo

### 10.3 Conclusiones

Debido a que no fue posible fabricar el diseño en las condiciones inicialmente propuestas (Piezas en acero y en PLA), se hizo inconveniente realizar pruebas para verificar si el modelo soporta la carga máxima determinada; sin embargo, esto se analizó con el software SolidWorks en su complemento de elementos finitos anteriormente, donde se evidenciaron resultados positivos.

De igual manera, acerca del rango de movimiento obtenido, se verificó que el diseño cumple con lo estipulado inicialmente, encontrándose dentro del rango para que una persona en situación de discapacidad sé capaz ejecutar las ADL. Como se presenta en la Figura 44, el ángulo máximo alcanzado por el prototipo diseñado es de 35° en ambos grados de libertad; inicialmente se planteó como requerimiento para el movimiento de flexión-extensión, que se debía presentar un ángulo entre 50° y 70° en ambos sentidos, y para el movimiento de desviación ulnar-radial se debía presentar un ángulo entre 18° y 40° en ambos sentidos.

De esta manera, cumple totalmente el rango para la ejecución el movimiento de desviación ulnar-radial, sin embargo, para el movimiento de flexión-extensión, el ángulo máximo se encuentra cerca del rango mínimo, se propone darle un foco especial a la ampliación de este rango en futuros estudios.

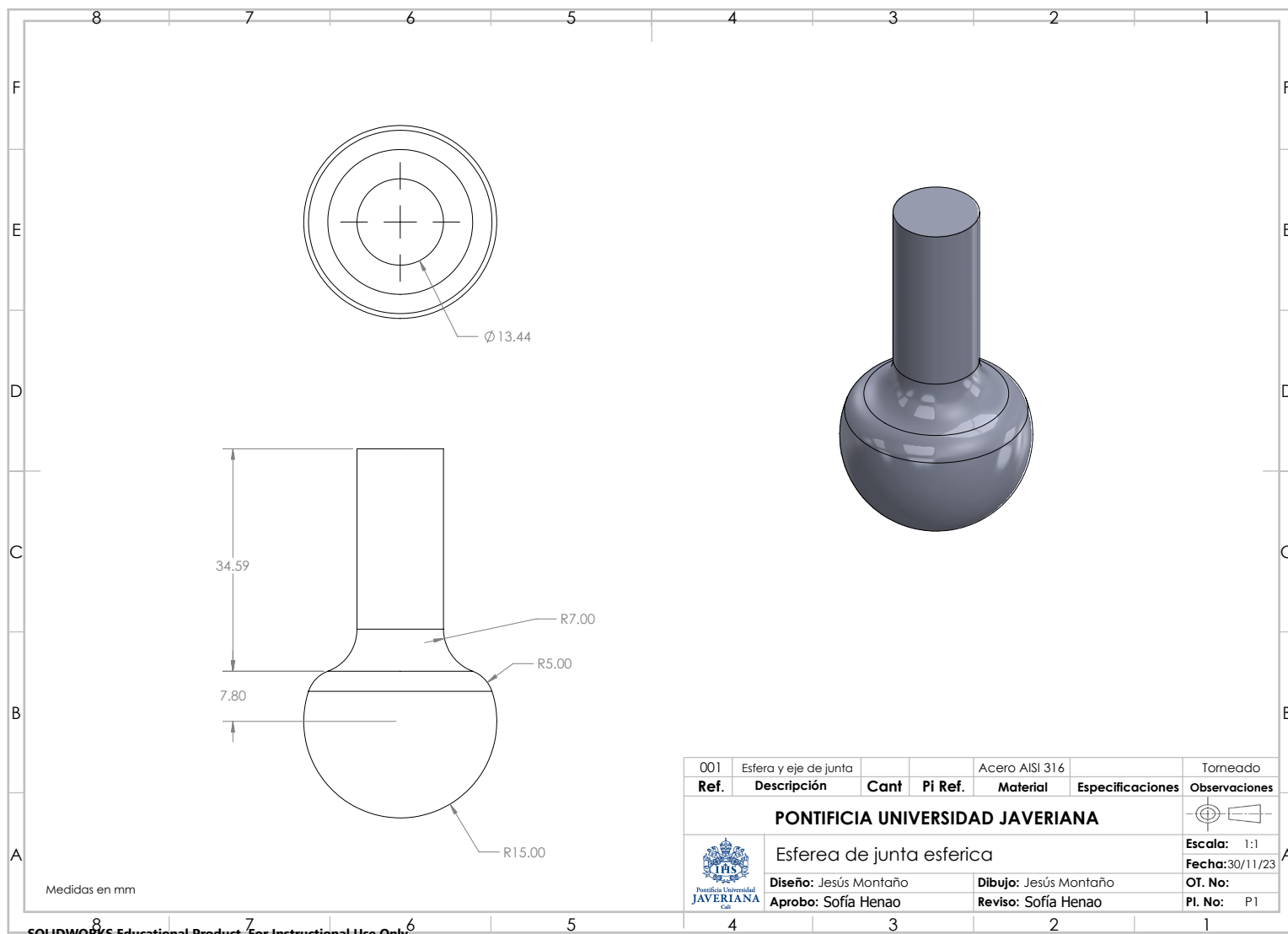
Inicialmente, se propuso fabricar el diseño con una combinación de piezas en PLA y acero inoxidable AISI 316, por motivos de tiempo, esto no fue viable y el prototipo final fue impreso completamente en impresión 3D. Sin embargo, la utilización de PLA en impresión 3D no es la mejor alternativa, debido a que este se imprime por capas y es inviable estudiar la distribución de esfuerzos con esta estructura, se propone analizar un mejor método de manufactura para polímeros. De igual manera, la fabricación de una pieza en acero inoxidable agregaría un peso considerable al diseño, ya que solo esta pieza, podría pesar alrededor de 150 gramos, lo que superaría los 120 gramos propuestos inicialmente; se propone hacer uso de un

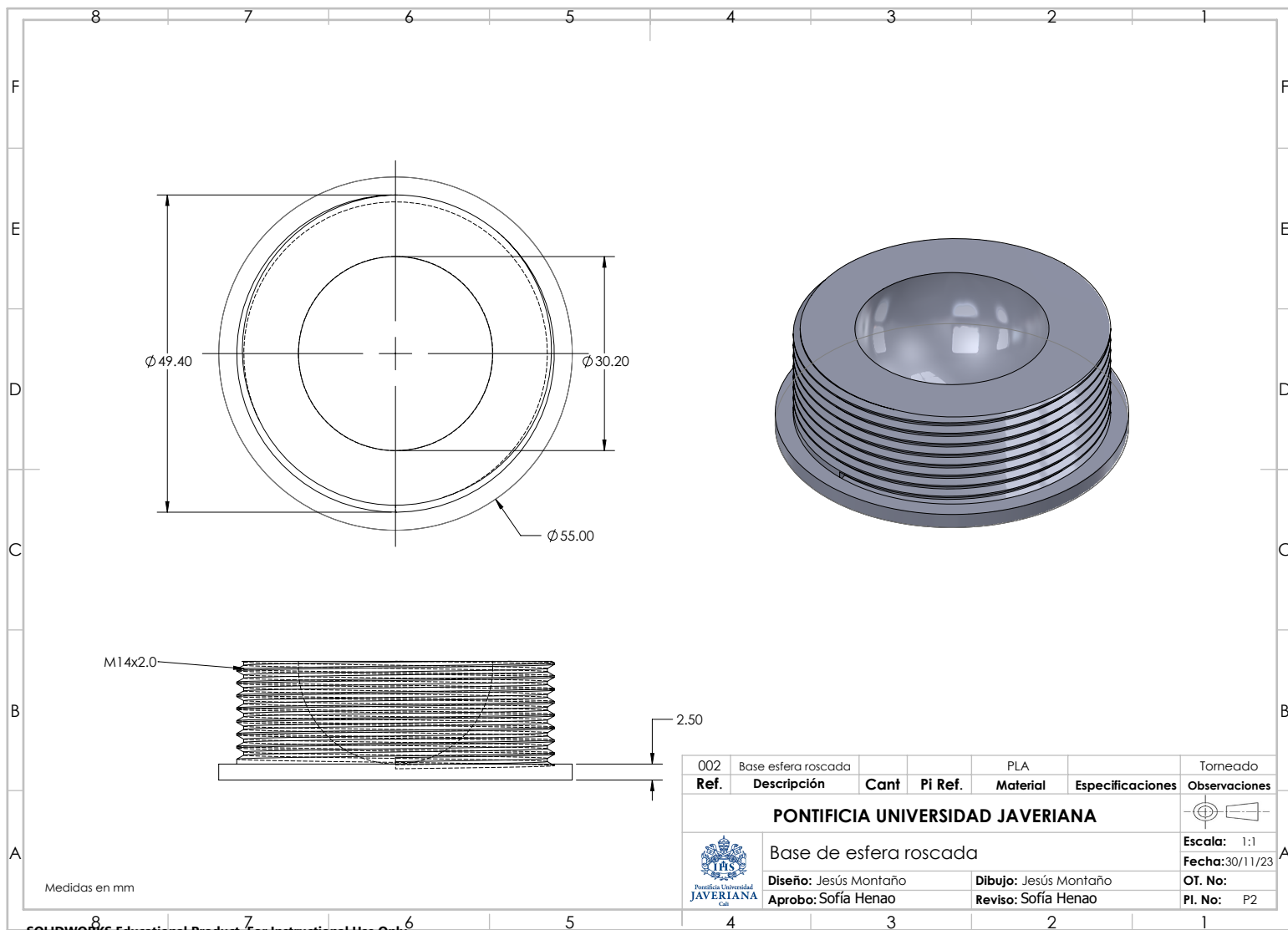
material más ligero como el aluminio, distribuyendo su volumen para disminuir el peso al máximo posible.

Finalmente, se concluyó que el sistema de fricción y el sistema sub actuado funcionan acorde a las expectativas. Para este último, si bien en este estudio se utilizó únicamente para regresar el eje de la rótula a su centro, en un futuro estudio debería adaptarse a los requerimientos de una prótesis de mano, agregándose distintas capas de elastómeros o estudiando uno más resistente.

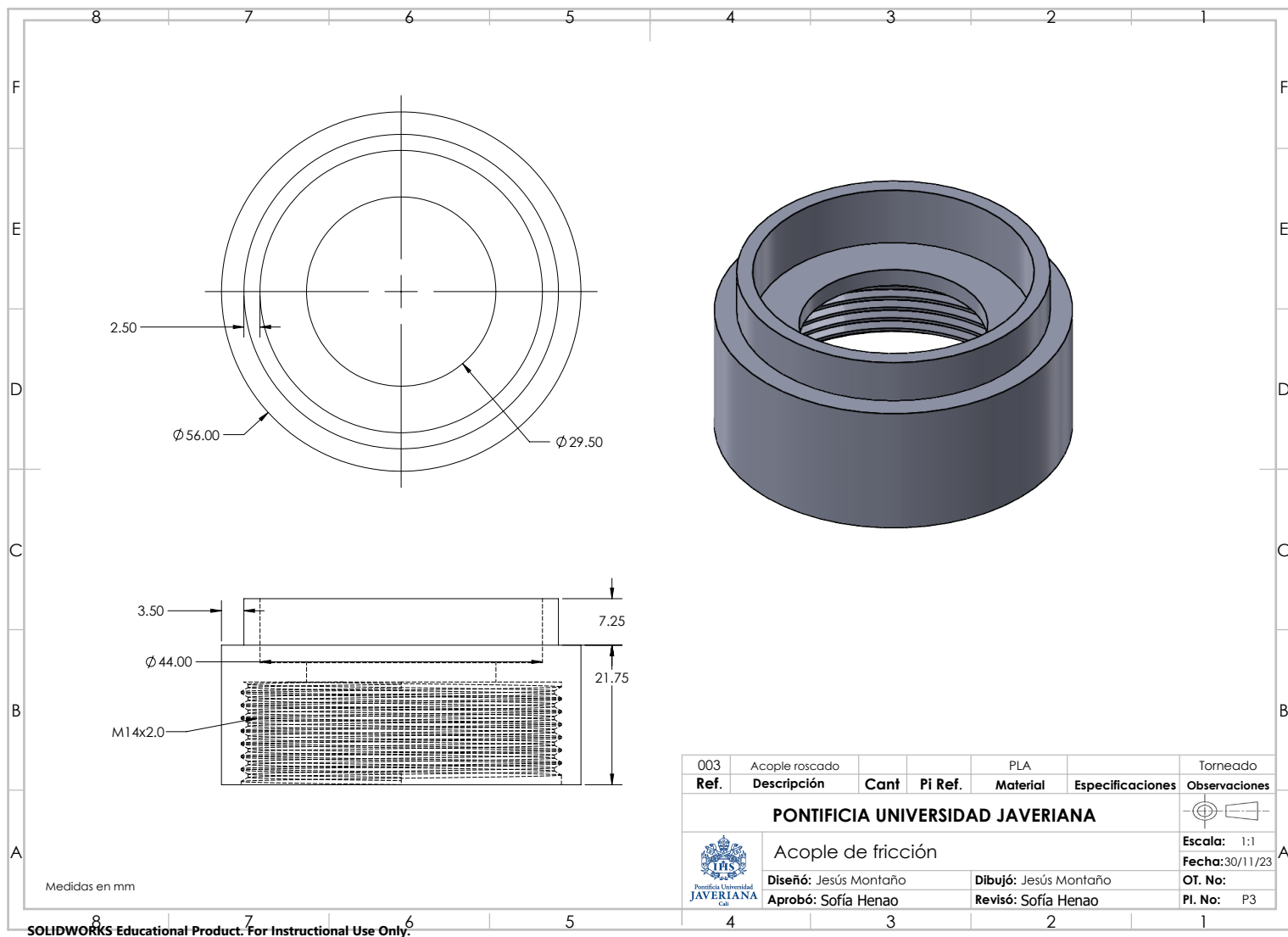
# 11. Anexos

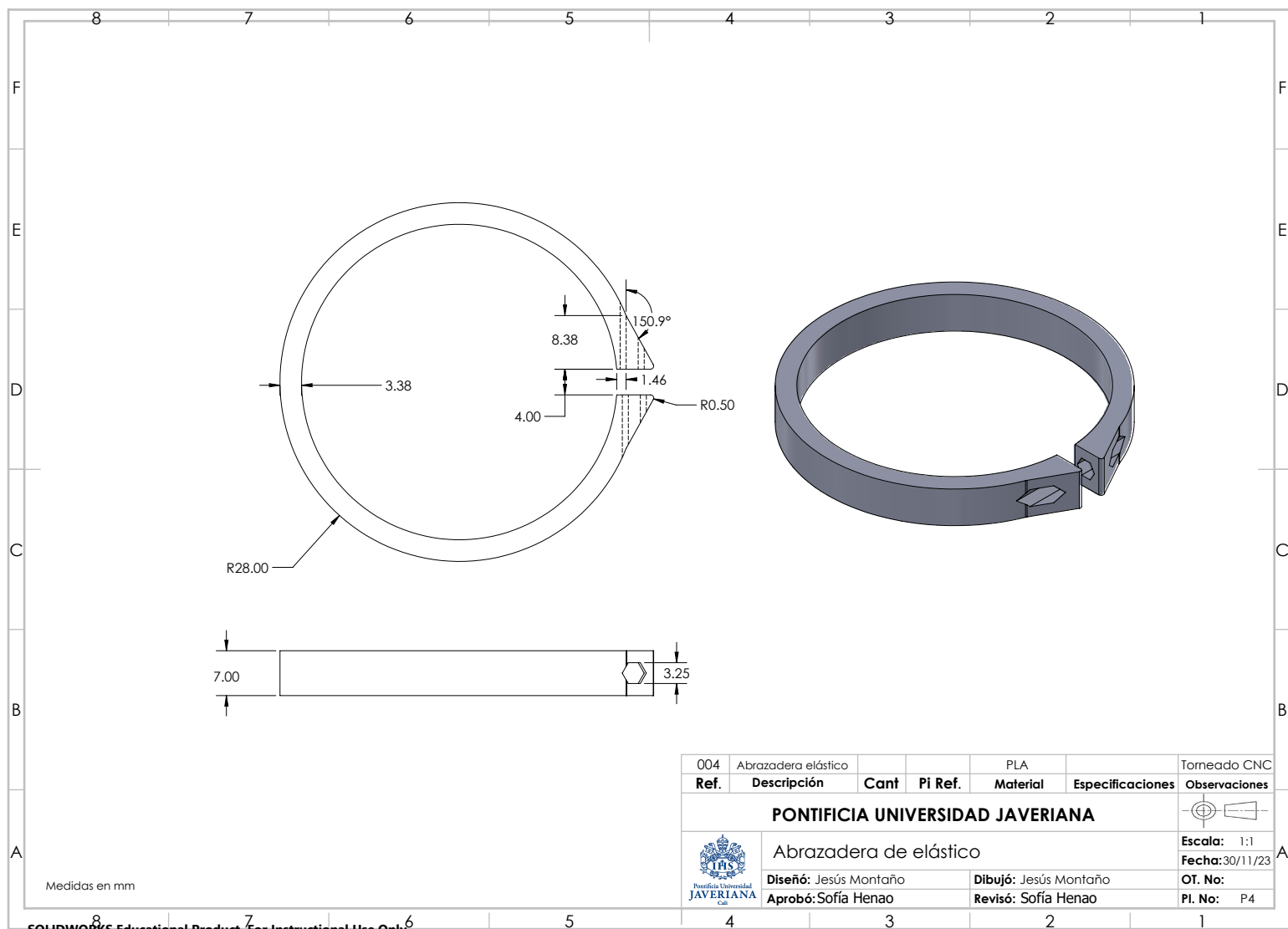
## 11.1 Anexo A





002	Base esfera roscada			PLA		Tomeado
Ref.	Descripción	Cant	Pi Ref.	Material	Especificaciones	Observaciones
<b>PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA</b>						
Base de esfera roscada						Escala: 1:1 Fecha: 30/11/23
						OT. No: PI. No: P2
	Diseño: Jesús Montaño			Dibujo: Jesús Montaño		
	Aprobo: Sofía Henao			Reviso: Sofía Henao		







## Bibliografía

- [1] Academia Nacional de Medicina de México, “Los amputados y su rehabilitación,” vol. 1, 2016.
- [2] L. M. Smurr, K. Gulick, K. Yancosek, and O. Ganz, “Managing the Upper Extremity Amputee: A Protocol for Success,” *Journal of Hand Therapy*, vol. 21, no. 2, pp. 160–176, Apr. 2008, doi: 10.1197/j.jht.2007.09.006.
- [3] P. J. Kyberd *et al.*, “Two-degree-of-freedom powered prosthetic wrist,” *J Rehabil Res Dev*, vol. 48, no. 6, 2011, doi: 10.1682/JRRD.2010.07.0137.
- [4] C. Medina Gonzalez, M. Benet Rodríguez, and F. Marco Martínez, “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, 2016.
- [5] César Corella Mora, “DISEÑO DE DOS PRÓTESIS DE MUÑECA,” UNIVERSITAT JAUME I, Castellón España, 2020.
- [6] J.R. BINDA, “Multiple degrees of freedom wrist prostheses,” Universidad Técnica de Delft, Delft, Países Bajos, 2018.
- [7] M. J. Rainbow, A. L. Wolff, J. J. Crisco, and S. W. Wolfe, “Functional kinematics of the wrist,” *Journal of Hand Surgery: European Volume*, vol. 41, no. 1. 2016. doi: 10.1177/1753193415616939.
- [8] SAHIL VIKAS DANGE, “DESIGN OF A WORKING MODEL OF AN UPPER LIMB PROsthESIS: WRIST MECHANISM,” New Brunswick, New Jersey, 2017.
- [9] John Hoover Rouse, Ronald Hayden Farquharson, and Charles Glenn Betts, “Multi-function body-powered prosthetic wrist unit and method,” Feb. 23, 2006
- [10] S. K. Mustafa, G. Yang, S. H. Yeo, W. Lin, and C. B. Pham, “Development of a bio-inspired wrist prosthesis,” in *2006 IEEE Conference on Robotics, Automation and Mechatronics*, 2006. doi: 10.1109/RAMECH.2006.252716.
- [11] H. Takeda, N. Tsujiuchi, T. Koizumi, H. Kan, M. Hirano, and Y. Nakamura, “Development of prosthetic arm with pneumatic prosthetic hand and tendon-driven wrist,” in *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009*, 2009. doi: 10.1109/IEMBS.2009.5333668.
- [12] “Mano de Michelangelo.” Accessed: Mar. 15, 2023. [Online]. Available: <https://www.ottobock.com/es-co/product/8E500>

- 
- [13] “Mano bebionic EQD | La mano protésica más natural.” Accessed: Mar. 15, 2023. [Online]. Available: <https://www.ottobock.com/es-co/product/8E70>
- [14] “i-Limb Ultra, Mano protésica multiarticulada | Össur.” Accessed: Mar. 15, 2023. [Online]. Available: <https://www.ossur.com/es-es/protésica/miembro-superior/i-limb-ultra>
- [15] “Mano biónica i-Limb® Quantum | Össur.” Accessed: Mar. 15, 2023. [Online]. Available: <https://www.ossur.com/es-es/protésica/miembro-superior/i-limb-quantum>
- [16] Christiaan Roose, “TWO-DEGREE-OF-FREEDOM PNEUMATICALLY POWERED WRIST PROSTHESIS,” Delft University of Technology, Delft, Países Bajos, 2014.
- [17] “MyolinoWrist 2000 | Myo Wrist Units and Rotation | Myo Hands and Components | Upper Limb Prosthetics | Prosthetics | Ottobock US Shop.” Accessed: Mar. 15, 2023. [Online]. Available: <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Myo-Hands-and-Components/Myo-Wrist-Units-and-Rotation/MyolinoWrist-2000/p/10V51~52>
- [18] I. Vujaklija, D. Farina, and O. Aszmann, “New developments in prosthetic arm systems,” *Orthop Res Rev*, vol. Volume 8, pp. 31–39, Jul. 2016, doi: 10.2147/ORR.S71468.
- [19] K. A. Raichle, “Prosthesis use in persons with lower- and upper-limb amputation,” *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 45, no. 7, pp. 961–972, Dec. 2008, doi: 10.1682/JRRD.2007.09.0151.
- [20] D. E. T. Shepherd and A. J. Johnstone, “Design considerations for a wrist implant,” *Med Eng Phys*, vol. 24, no. 10, pp. 641–650, Dec. 2002, doi: 10.1016/S1350-4533(02)00148-0.
- [21] N. M. Bajaj, A. J. Spiers, and A. M. Dollar, “State of the art in prosthetic wrists: Commercial and research devices,” in *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, IEEE, Aug. 2015, pp. 331–338. doi: 10.1109/ICORR.2015.7281221.
- [22] N. M. Bajaj, A. J. Spiers, and A. M. Dollar, “State of the Art in Artificial Wrists: A Review of Prosthetic and Robotic Wrist Design,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 35, no. 1, pp. 261–277, Feb. 2019, doi: 10.1109/TRO.2018.2865890.
- [23] <https://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=ab96a4c0655c4018a8785ac4031b9278&ckck=1>, “ Overview of materials for Polylactic Acid (PLA) Biopolymer.”