

Universidad de Ingeniería y Tecnología

## TESIS DE PREGRADO

### Diseño de un dispositivo háptico para personas invidentes capaz de realizar estímulos direccionales

Huemura, David

*Award date:*  
2021

[Link to publication](#)

#### **General rights**

Copyright and moral rights for the publications made accessible in the public portal are retained by the authors and/or other copyright owners and it is a condition of accessing publications that users recognise and abide by the legal requirements associated with these rights.

- Users may download and print one copy of any publication from the public portal for the purpose of private study or research.
- You may not further distribute the material or use it for any profit-making activity or commercial gain
- You may freely distribute the URL identifying the publication in the public portal ?

#### **Take down policy**

If you believe that this document breaches copyright please contact us providing details, and we will remove access to the work immediately and investigate your claim.

**UNIVERSIDAD DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA**  
**CARRERA DE INGENIERÍA MECÁNICA**



**DISEÑO DE UN DISPOSITIVO HÁPTICO PARA  
PERSONAS INVIDENTES CAPAZ DE REALIZAR  
ESTÍMULOS DIRECCIONALES**

**TESIS**

Para optar el título profesional de Ingeniero Mecánico

**AUTOR**

David Seiji Huemura Okumura (ORCID: 0000-0001-5203-3304)

**ASESOR**

Emir Augusto Vela Saavedra (ORCID: 0000-0002-9397-2452)

Lima – Perú

2021

*Dedicatoria:*

El presente trabajo está dedicado a mi familia por su apoyo incondicional durante esta etapa de mi vida.

*Agradecimientos:*

A mi asesor Emir Vela, por su guía constante y apoyo durante todo el proyecto.

A mi familia por alentarme a seguir adelante y no rendirme.

# TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN .....	xii
ABSTRACT .....	xiii
INTRODUCCIÓN .....	xiv
CAPÍTULO I.....	19
MARCO TEÓRICO.....	19
1.1. Invidencia o Ceguera.....	19
1.1.1. Causas de la ceguera.....	19
1.1.2. Técnicas de adaptación y ayuda para personas invidentes.....	20
1.2. Sistema sensorial.....	20
1.2.1. Háptica.....	21
1.2.2. Estimulación kinestésica.....	22
1.2.3. Estimulación táctil .....	23
1.3. Plasticidad cerebral .....	25
1.4. Dispositivos hápticos.....	26
1.5. Mecanismos flexibles .....	32
1.5.1. Ventajas de los mecanismos flexibles .....	32
1.5.2. Modelo de cuerpo pseudo-rígido .....	33
1.5.2.1. Segmento con fuerza y momento (fijo-fijo).....	35
1.5.3. Mecanismos flexibles desarrollados .....	38
1.5.3.1. Mecanismos flexibles para traslación.....	39
1.5.3.2. Mecanismos flexibles para rotación.....	41
CAPÍTULO II.....	43
METODOLOGÍA.....	43

2.1.	Diseño basado en la norma VDI 2221 .....	43
2.1.1.	Tabla de requerimientos.....	45
2.2.	Diseño conceptual .....	46
2.2.1.	Abstracción de ideas y definición de funciones .....	46
a.	Entradas .....	47
b.	Salidas.....	47
c.	Funciones.....	47
2.2.2.	Matriz morfológica .....	48
2.2.3.	Definición de concepto de solución.....	49
2.2.4.	Definición de proyectos preliminares.....	49
2.2.5.	Definición de proyecto óptimo .....	50
2.3.	Diseño del actuador .....	53
2.3.1.	Accionamiento del actuador.....	53
2.3.2.	Definición de la geometría del actuador .....	54
2.3.3.	Definición de la geometría del soporte del actuador.....	54
2.4.	Simulación por método de elementos finitos.....	56
2.5.	Fabricación.....	57
2.5.1.	Actuador .....	58
2.5.2.	Sistema .....	58
2.6.	Pruebas experimentales .....	60
2.6.1.	Caracterización .....	60
2.6.2.	Validación .....	61
<b>CAPÍTULO III .....</b>		<b>63</b>
<b>RESULTADOS .....</b>		<b>63</b>
3.1.	Diseño conceptual .....	63
3.2.	Simulación por método de elementos finitos.....	65

3.2.1. Simulación del movimiento a partir de un momento aplicado.....	65
3.2.2. Simulación de la deformación a partir del movimiento lineal.....	70
3.2.3. Simulación cíclica de la deformación a partir del movimiento lineal.....	72
3.2.4. Validación de la calidad de malla.....	73
3.3. Prototipado.....	75
3.3.1. Componentes mecánicos .....	75
3.3.2. Sistema.....	76
3.3.2.1. Configuración electrónica para la caracterización.....	76
3.3.2.2. Configuración electrónica para la validación .....	77
3.4. Pruebas experimentales .....	79
3.4.1. Caracterización cinemática del dispositivo .....	79
3.4.2. Validación del dispositivo .....	83
CONCLUSIONES .....	89
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	91
ANEXOS.....	96

## ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1. Resumen de atributos de cada mecanorreceptor.....	22
Tabla 1.2. Comparación de dispositivos según el tipo de estímulo realizado .....	31
Tabla 2.1. Tabla de requerimientos del actuador .....	46
Tabla 2.2. Matriz morfológica del sistema .....	48
Tabla 2.3. Conceptos de solución .....	48
Tabla 2.4. Tabla de criterios para la evaluación de los conceptos de solución.....	49
Tabla 2.5. Criterios de diseño con pesos y valores de satisfacción asignados en cada criterio.....	51
Tabla 2.6. Criterios diseño con pesos y valores de satisfacción .....	52
Tabla 3.1. Valores obtenidos a partir de la simulación computacional .....	67
Tabla 3.2. Resultados procesados de la encuesta post-ensayo.....	86



# ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1. Mecanorreceptores de la piel.....	21
Figura 1.2. Homúnculo Sensorial .....	23
Figura 1.3. Prueba de umbral de dos puntos .....	24
Figura 1.4. Bastón blanco .....	26
Figura 1.5. Bastón eléctrico .....	27
Figura 1.6. Wearable Vision-based feedback system .....	28
Figura 1.7. The Sound of Vision (SoV) System .....	28
Figura 1.8. El Concepto de Haptic Sight .....	29
Figura 1.9. Dispositivo Háptico para la muñeca.....	29
Figura 1.10. PneuFetch .....	30
Figura 1.11. Tongue Display Unit (TDU) .....	30
Figura 1.12. ViFlex.....	31
Figura 1.13. Viga en voladizo con caso de cargas con la misma dirección y la viga equivalente con una curvatura inicial .....	35
Figura 1.14. Modelo de cuerpo pseudo-rígido de una viga en voladizo inicialmente curvada con una fuerza aplicada en el extremo libre .....	36
Figura 1.15. Mecanismo flexible multiestable.....	39
Figura 1.16. Posiciones estables del mecanismo flexible multiestable .....	40
Figura 1.17. Parallel Translator .....	40
Figura 1.18. Prototipo de un gripper flexible. ....	41
Figura 1.19. Flexión de tubo partido.....	41
Figura 1.20. Pivote de flexión.....	42
Figura 1.21. CORE bearing .....	42

Figura 2.1. Flujo de trabajo metodológico.....	44
Figura 2.2. Caja negra del sistema .....	47
Figura 2.3. Caja blanca. Descomposición de la función principal.....	48
Figura 2.4. Accionamiento del mecanismo flexible mediante un momento producido por un motor.....	53
Figura 2.5. Vista frontal y lateral del actuador háptico.....	54
Figura 2.6. Vista frontal y lateral del soporte del actuador.....	55
Figura 2.7. Diagrama de flujo de simulación por método de elementos finitos .....	56
Figura 2.8. Configuración del sistema en la palma de la mano .....	59
Figura 2.9. Lazo abierto de control del dispositivo háptico.....	60
Figura 2.10. Patrón de movimiento propuesto.....	61
Figura 3.1. Partes del mecanismo flexible .....	64
Figura 3.2. Soporte del mecanismo flexible .....	64
Figura 3.3. Ensamble del mecanismo flexible.....	66
Figura 3.4. Restricción de tipo acoplamiento .....	66
Figura 3.5. Mecanismo flexible deformado con un momento aplicado .....	67
Figura 3.6. Gráfica Desplazamiento en U3 vs Momento aplicado .....	68
Figura 3.7. Gráfica Ángulo de rotación en UR2 vs Momento aplicado .....	69
Figura 3.8. Gráfica Desplazamiento lineal (U3) vs Ángulo de rotación (UR2) .....	70
Figura 3.9. Ubicación del punto de esfuerzo máximo debido a la deformación .....	71
Figura 3.10. Gráfica de Esfuerzos máximos obtenidos a partir del desplazamiento lineal.....	72
Figura 3.11. Gráfica del patrón de la secuencia cíclica empleada .....	73
Figura 3.12. Ubicación del punto de esfuerzo máximo luego de 500 ciclos .....	73
Figura 3.13. Calidad de malla del mecanismo flexible.....	74
Figura 3.14. Gráfica comparativa del desplazamiento lineal y el ángulo de rotación .....	74

Figura 3.15. Prototipado de las partes del dispositivo háptico .....	76
Figura 3.16. Configuración electrónica del sistema para la caracterización.....	77
Figura 3.17. Configuración electrónica del sistema para la validación .....	78
Figura 3.18. Configuración para la prueba de caracterización .....	79
Figura 3.19. Gráfica de la caracterización cinemática del movimiento del mecanismo flexible .....	80
Figura 3.20. Gráfica comparativa del movimiento simulado y caracterizado .....	81
Figura 3.21. Gráfica comparativa de las ecuaciones de recta obtenidas a partir de la simulación y caracterización cinemática del mecanismo flexible .....	82
Figura 3.22. Gráfica de la desviación cuadrática media entre la caracterización y la simulación cinemática del mecanismo flexible .....	83
Figura 3.23. Configuración estática para la prueba de validación.....	84
Figura 3.24. Posición del actuador sobre la palma de la mano.....	85
Figura 3.25. Patrón realizado durante la prueba .....	86
Figura 3.26. Mapa de densidad del corpúsculo de Ruffini en la palma de la mano .....	88

## ÍNDICE DE ANEXOS

	Pág.
Anexo 1: Definición y bocetos de Proyectos Preliminares.....	97
Anexo 2: Encuesta Post-Ensayo .....	103
Anexo 3: Plano del Mecanismo flexible.....	104
Anexo 4: Plano del Soporte del Mecanismo flexible.....	106
Anexo 5: Código de control del sistema .....	108

## **RESUMEN**

Existe una tendencia creciente en la cantidad de personas que presentan deficiencias visuales, siendo cada vez más propensas a llegar a una deficiencia severa, también conocida como ceguera. Esta condición obstruye y en ocasiones imposibilita la participación de los que poseen esta condición en actividades cotidianas, como trasladarse. Por ello, la presente investigación propone el diseño de un dispositivo háptico capaz de realizar estímulos direccionales con la finalidad de permitir la guía de personas invidentes. Empleando la metodología de diseño basada en la norma VDI 2221 para la etapa de diseño conceptual. Se optó por un mecanismo flexible capaz de transformar el movimiento rotacional de un motor a un movimiento lineal. Se realizó el dimensionamiento empleando el software Inventor y se realizó un análisis cinemático del movimiento empleando el método de elementos finitos en el software Abaqus. Se caracterizó el movimiento del mecanismo y para finalizar se validó el funcionamiento del mismo, empleando un grupo de 10 personas sanas.

### **PALABRAS CLAVES:**

Háptica; Estímulos direccionales; Personas invidentes; Mecanismo flexible; Método de elementos finitos

## **ABSTRACT**

### **DESIGN OF A HAPTIC DEVICE FOR THE VISUALLY IMPAIRED CAPABLE OF PRODUCING DIRECTIONAL STIMULI**

There is a growing trend in the number of people who are visually impaired, being more and more likely to reach a severe impairment, also known as blindness. This condition obstructs and sometimes makes it impossible for those who have this condition to participate in daily activities, such as moving around. Therefore, this research proposes the design of a haptic device capable of performing directional stimuli to allow the guidance of the visually impaired. Using the design methodology based on the VDI 2221 standard for the conceptual design stage. A flexible mechanism capable of transforming the rotational movement of a motor into a linear movement was chosen. The dimensioning was carried out using Inventor software and a kinematic analysis of the motion was performed using the finite element method in Abaqus software. The movement of the mechanism was characterized and finally its operation was validated using a group of 10 healthy people.

#### **KEYWORDS:**

Haptics; Directional Stimuli; Visually impaired; Compliant mechanism; Finite element method

# INTRODUCCIÓN

La discapacidad ha sido parte de la historia de la humanidad, debido a que un porcentaje dentro de la sociedad siempre la ha padecido. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), el porcentaje de personas discapacitadas ha ido en aumento, de ser un 10% en 1970 a 15% en 2010 y se prevé que esta tendencia al alza se mantenga [1]. Esta tendencia no es ajena al Perú, donde según un estudio realizado en 2012 por el INEI, el porcentaje de personas con discapacidad física ascendía a 1 millón 575 mil 402 personas, lo que representa el 5.2% de la población [2]. Mientras que para el 2017, esta cifra aumentó a 3 millones 209 mil 261 personas, representando el 10.3% de la población [3].

En el Registro Nacional de la Persona con Discapacidad realizado por el Observatorio Nacional de la Discapacidad, hasta el mes de abril del año 2020, el número de personas inscritas ascendía a 299 339, de las cuales 35 986 (12.02%) presentan limitaciones relacionadas a la deficiencia de la visión. Cabe resaltar que el porcentaje de personas que presentan estas deficiencias aumentan de acuerdo con el grupo de edad, siendo el grupo con mayor porcentaje (43.0%) el de 60 años a más, seguido de 45 a 59 años (22.2%) [4]. De acuerdo a Gomero, este aumento se asocia a enfermedades como la catarata y el glaucoma, así como la degeneración macular [5]. Esto no significa que la deficiencia de la visión se deba únicamente a enfermedades, en algunos casos esta deficiencia puede asociarse a un problema congénito [6].

La deficiencia de la visión afecta gravemente a la calidad de vida de las personas. En el caso de los niños, esta deficiencia puede ocasionar retrasos en el desarrollo motor, lingüístico, emocional, social o cognitivo. En los adultos, esta deficiencia puede disminuir la productividad y por ende su participación en el mercado laboral es baja. De la misma manera, el aislamiento social y la dificultad para caminar pueden ser consecuencias de la deficiencia visual en adultos mayores [7].

Como explica Maldonado [8], para la inclusión de las personas invidentes es necesaria la ayuda compensatoria, terapias de rehabilitación, material educativo adecuado, formación y capacitación. Con la integración de estos medios, es posible

mejorar la calidad de vida y la independencia de las personas con este tipo de discapacidad. Sin embargo, en el Perú, se aprecia una falta de material de lectura en braille, así como la falta de señalización vial y peatonal [8]. Lo cual dificulta en sobremanera la independencia de una persona invidente.

Actualmente, las personas invidentes emplean distintas herramientas para poder desplazarse con independencia, como los bastones o los perros guía. Sin embargo, estos pueden presentar deficiencias o dificultades. En el caso del bastón, los obstáculos que se encuentran a una distancia considerable no pueden ser percibidos, mientras que en el caso de los perros guía, su alto costo de adquisición suele ser una restricción para la mayoría de los usuarios.

Además de las herramientas antes mencionadas, se han desarrollado dispositivos que ayudan a las personas invidentes en las labores motrices. Estos dispositivos se centran en la detección de obstáculos cercanos al usuario. Lo cual es un área importante para el movimiento de la persona. Sin embargo, existe otra componente del movimiento, la cual es la dirección. Para poder complementar el movimiento es necesario que se desarrollen dispositivos que le permitan a la persona no solo detectar los obstáculos cercanos sino también provean una guía de la dirección (hacia donde se dirigen).

Generalmente este tipo de dispositivos empleados para la dirección, emplean estímulos auditivos, lo cual presenta una desventaja al encontrarse en ambientes ruidosos. Por ello, se propone que el dispositivo emplee estímulos táctiles, evitando la interferencia del ambiente.

La finalidad de esta investigación es desarrollar un dispositivo que brinde guías direccionales a personas invidentes a través de estímulos hápticos. Con este dispositivo se desea proveer al usuario guías direccionales para que este pueda movilizarse con independencia.

## **Justificación y Motivación**

Según el Registro Nacional de la Persona con Discapacidad realizado por el Observatorio Nacional de la Discapacidad, hasta el mes de abril del año 2020, el



número de personas inscritas con limitaciones relacionadas a la visión ascendía a 35 986 (12.02%) [4]. Este tipo de limitación afecta la calidad de vida de las personas, tanto en el nivel personal como en el nivel profesional o económico [7].

Para disminuir el impacto en la calidad de vida de las personas invidentes es necesario que estas logren una independencia, tanto en lo económico como en lo personal. Para lograr esta independencia, es necesaria la ayuda compensatoria (sistema braille, bastón, etc.), terapias de rehabilitación, material educativo adecuado, formación y capacitación [8]. Sin embargo, en el Perú, se aprecia una falta de material de lectura en braille, así como la falta de señalización vial y peatonal [8]. Lo cual dificulta en sobremanera la independencia de una persona invidente. Además de la baja infraestructura que presenta el país para personas invidentes, las herramientas comúnmente empleadas por ellos para trasladarse presentan deficiencias o dificultades de adquisición.

Los dispositivos desarrollados para la locomoción de las personas invidentes pueden clasificarse en dos grupos. El primero, permite la detección de objetos cercanos, con estos la persona es capaz de movilizarse sin tener algún percance o accidente. El segundo, permite la guía direccional, con estos la persona recibe indicaciones sobre la dirección a seguir para llegar a su destino. Este segundo grupo ha sido desarrollado en menor medida.

Las personas invidentes, como su nombre lo indica, han perdido el sentido de la vista, por lo cual han podido desarrollar otros sentidos como el tacto, oído, gusto y olfato [9]. Por ello, las herramientas de asistencia suelen utilizar uno de estos sentidos. El sentido predilecto para la asistencia de la locomoción es el tacto (también conocido como háptica), ya que a través de este es posible detectar los objetos cercanos al usuario. Ya sea mediante el contacto directo de la persona con el objeto o a través del contacto de la persona con una herramienta (por ejemplo, el bastón blanco). Sin embargo, para los dispositivos que asisten en la guía se suele emplear el estímulo auditivo. Este tipo de estímulo presenta una deficiencia ya que puede no ser escuchado por el usuario si el ambiente es ruidoso.

Por lo expuesto anteriormente, es necesario realizar investigaciones relacionadas a dispositivos que asistan en la guía direccional de las personas invidentes, empleando

estímulos hápticos, ya que presentan menor interferencia de los estímulos del ambiente. Con esta investigación se busca desarrollar nuevas herramientas para poder asistir a las personas invidentes en su independencia y autosuficiencia.

## **Alcance**

La presente investigación tiene como objetivo el diseño mecánico de un dispositivo háptico capaz de realizar estímulos direccionales sobre la palma de la mano de una persona adulta invidente, entre 16 y 60 años. Las dimensiones y la ubicación del actuador se obtendrán a partir de la investigación bibliográfica del sistema sensorial háptico de miembros superiores y la antropometría local.

Una vez obtenido el diseño en software CAD, se procederá a prototiparlo y caracterizarlo con la finalidad de obtener su desempeño cumpliendo con los parámetros requeridos para estimulación táctil de estiramiento de la piel, como el desplazamiento total y la velocidad de desplazamiento. Por último, se realizará la validación del funcionamiento del actuador con un grupo control formado por 10 personas sanas.

## **Objetivo general**

- Diseñar y fabricar un dispositivo háptico capaz de realizar estímulos direccionales sobre la palma de la mano para la guía de personas invidentes.

## **Objetivos específicos**

- Definir los requerimientos y criterios de evaluación del dispositivo háptico basado en el estudio del sistema sensorial háptico de la palma de la mano.
- Diseñar el dispositivo háptico empleando CAD y realizar un análisis dinámico empleando simulación computacional.
- Prototipar y caracterizar el movimiento cinemático (desplazamiento) del dispositivo.

- Validar el desempeño funcional del actuador a través de pruebas experimentales con un grupo control de 10 personas sanas.

## **Hipótesis**

El dispositivo táctil diseñado será capaz de realizar estímulos direccionales (movimiento lineal) de 10 mm de recorrido promedio sobre la palma de la mano, permitiendo al usuario el reconocimiento de la dirección del estímulo.

# **CAPÍTULO I**

## **MARCO TEÓRICO**

En este capítulo, se muestra inicialmente un panorama general de la invidencia. Luego, se detalla la teoría relacionada al sistema sensorial, la háptica (componente kinestésico y táctil) y los estímulos sensoriales. De la misma manera, se aborda la teoría correspondiente a la plasticidad cerebral. Luego, se describen los dispositivos precedentes a esta investigación, enfocándose en aquellos capaces de realizar estímulos táctiles sobre la piel. Por último, se muestra la teoría relacionada a los mecanismos flexibles.

### **1.1. Invidencia o Ceguera**

La ceguera o invidencia engloba a las personas con una agudeza visual inferior a 3/60. En otras palabras, estas personas poseen un campo visual menor a 10° en el mejor de sus ojos, con la mejor corrección posible [10]. Siendo la ceguera, la categoría más grave dentro del grupo de Deterioro de la visión distante. Este grupo se divide en 4 categorías: leve, moderado, grave y ceguera [7].

Esta discapacidad priva a la persona de un sentido, el de la vista. Esta deficiencia afecta la calidad de vida de la persona [7]. Un aspecto importante para la calidad de vida es la autonomía. Esta se ve afectada, ya que la persona necesita ayuda para realizar ciertas actividades, como movilizarse, donde necesita de alguna herramienta (bastón o perro guía) o de acompañamiento de una persona.

#### **1.1.1. Causas de la ceguera**

La ceguera posee distintas causas. Según la OMS hasta febrero del 2021, las principales causas para la ceguera son los errores de refracción no corregidos, cataratas, degeneración macular relacionada con la edad, glaucoma, retinopatía diabética, opacidad de la córnea y tracoma [7]. Dentro de las causas principales del deterioro de la visión, se observa que un grupo considerable son las enfermedades, otro la degeneración de la vista debido a una condición como la diabetes o debido a la edad.

Si bien estas son las causas principales del deterioro de la visión que puede conllevar a la ceguera, estas suelen desarrollarse a lo largo de los años de las personas. Sin embargo, existe la ceguera en los bebés, la cual se denomina ceguera congénita. La ceguera congénita puede ser heredada o provocada por alguna infección (rubeola, por ejemplo) o enfermedad (cataratas, glaucoma, etc.) [11].

### **1.1.2. Técnicas de adaptación y ayuda para personas invidentes**

Debido a la discapacidad presentada por el deterioro de la visión, las personas con ceguera emplean distintas técnicas para mejorar su adaptación y obtener autonomía. La técnica más empleada es el sistema Braille, el cual consta de un sistema de puntos de relieve. A través de esta herramienta los invidentes son capaces de leer y escribir [12], lo cual les permite comunicarse y poder acceder a educación.

Un área importante para la autonomía de la persona invidente es la capacidad de moverse. En esta área se emplean 2 herramientas principalmente, el bastón blanco y el perro guía [13]. Con estas herramientas el usuario es capaz de moverse, empleando el sentido del tacto para percibir su entorno.

## **1.2. Sistema sensorial**

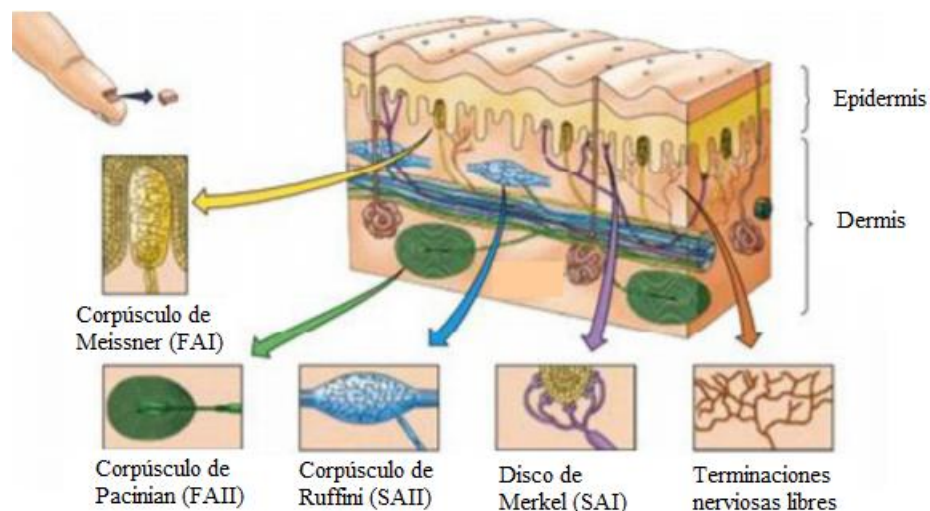
El ser humano posee cinco sentidos con los cuales es capaz de percibir su entorno y obtener información de él. Cada sentido obtiene información distinta del ambiente y los objetos que lo componen que luego son procesados por el cerebro y componen conocimiento para la persona. Con este conocimiento y la información de los sentidos, las personas son capaces de reconocer su entorno y hacer uso de él provechosamente.

Debido a que las personas invidentes tienen el sentido de la vista debilitado o nulo, recurren a la utilización de otros sentidos como el tacto, el oído o el olfato para poder percibir y distinguir diferentes objetos [9]. Esta compensación, logra que sus sentidos restantes estén más desarrollados. Es decir, sus sentidos se encuentran más entrenados y por ende pueden aprovecharlos de mejor manera para la interacción con su medio ambiente.

### 1.2.1. Háptica

Uno de los sentidos que comúnmente se infravalora es el sentido del tacto. Con este sentido una persona es capaz de reconocer distintos objetos mediante la textura, la temperatura y otras propiedades. La habilidad de identificar y percibir las propiedades de los objetos basado en el sentido del tacto es conocida como háptica [14]. Por ello, se podría limitar a la háptica a las manos debido a que esta parte del cuerpo es la principal forma de obtener estímulos táctiles, mediante ellas es posible detectar la textura de los objetos, etc. Sin embargo, los estímulos táctiles no se limitan a la región de las manos, ya que estos estímulos pueden ser percibidos en cualquier parte del cuerpo. La piel posee sensores llamados mecanorreceptores, los cuales son los responsables de sensar los estímulos recibidos del ambiente, es decir, estos sensores componen el sentido del tacto.

Existen 4 tipos de mecanorreceptores en la piel. Estos son el corpúsculo de Meissner, el Corpúsculo de Pacinian, el Disco de Merkel y el Corpúsculo de Ruffini. Cada uno de estos mecanorreceptores, se ubica en diferentes posiciones dentro de la piel (dermis y epidermis), como se muestra en la **Figura 1.1**.



**Figura 1.1.** Mecanorreceptores de la piel.

Fuente: Adaptado de [15]

Los mecanorreceptores se clasifican de acuerdo al tamaño del campo receptivo. Estos se clasifican en tipo I, donde el campo receptivo es pequeño, de 2 a 8 mm de diámetro, y tipo II, donde el campo receptivo es grande, de 10 a 100 mm de diámetro. Otra característica que se emplea para la clasificación de estos mecanorreceptores es el

ratio de adaptación. Estos se clasifican en rápida adaptación (FA) y lenta adaptación (SA). Los receptores de rápida adaptación detectan movimientos pequeños en la piel e indentaciones. Los receptores de lenta adaptación permiten la percepción de las formas, texturas y la dirección del movimiento de un objeto a lo largo de la piel [14]. En la **Tabla 1.1**, se muestra un resumen sobre los tipos de mecanorreceptores.

	<b>Meissner (FAI)</b>	<b>Merkel (SAI)</b>	<b>Pacinian (FAII)</b>	<b>Ruffini (SAII)</b>
<b>Ubicación</b>	Dermis	Epidermis	Dermis	Dermis
<b>Ratio de Adaptación</b>	Rápida	Lenta	Rápida	Lenta
<b>Frecuencia (Hz)</b>	3 - 40	0.3 - 3	10 – 500	15 – 400
<b>Percepción</b>	Rozamiento	Presión	Vibración	Estiramiento
<b>Campo receptivo</b>	Pequeño	Pequeño	Grande	Grande
<b>Responde mejor a</b>	Rozamiento de la piel	Presión constante de objetos pequeños	Cambio de estimulación	Presión constante y estiramiento de la piel

**Tabla 1.1.** Resumen de atributos de cada mecanorreceptor.

Fuente: Adaptado de [16]

Por otro lado, la háptica no solo implica el sentido del tacto sino también la kinestesia, la cual se refiere a la sensación de la posición de los miembros y su movimiento. Con este fin, la háptica también incluye los sensores dentro de los músculos, tendones y articulaciones [17], [18].

### 1.2.2. Estimulación kinestésica

El campo de la háptica puede dividirse en dos áreas. Estas son la estimulación kinestésica y la estimulación táctil. La kinestesia se obtiene a partir de los receptores sensoriales ubicados en los músculos, tendones y articulaciones principalmente [14].

La kinestesia permite percibir 3 tipos de eventos, la percepción de movimiento de las extremidades, la percepción de la posición de las extremidades y la percepción de la fuerza [14]. Para poder detectar estos eventos, se emplean los receptores sensoriales ubicados en los músculos, tendones, articulaciones, así como también se emplean los mecanorreceptores ubicados en la piel.

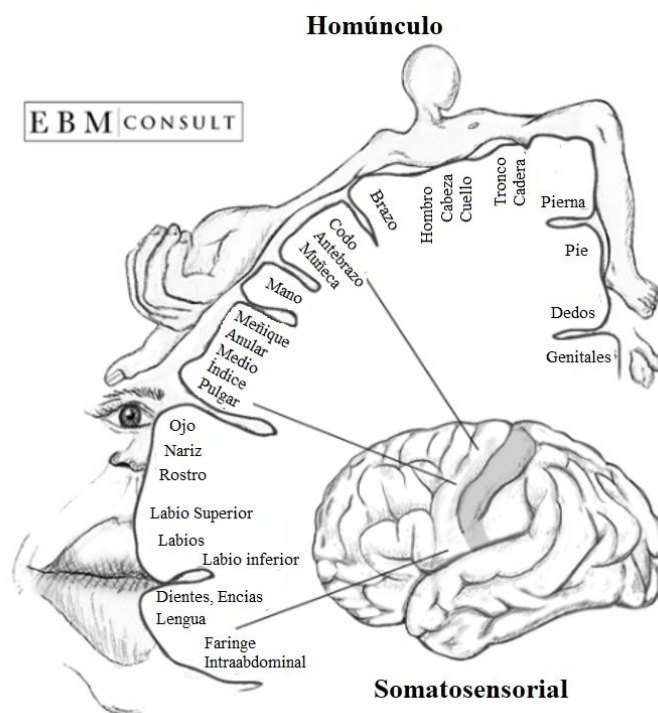
La estimulación kinestésica por consiguiente actúa principalmente sobre los músculos de la persona. Este tipo de estimulación se emplea para que la persona pueda percibir su propio cuerpo. Es decir, los estímulos kinestésicos le permiten a la persona determinar la posición y movimientos de sus extremidades y demás partes del cuerpo.

### 1.2.3. Estimulación táctil

Tomando en consideración que el ser humano es capaz de percibir estímulos táctiles con cualquier parte del cuerpo, la cantidad de información que recibe por este medio es alta. Por ello es necesario que la persona pueda procesar este tipo de estímulos de la mejor manera.

Debido a que el sentido del tacto es uno de los primeros sentidos que se desarrolla en el ser humano [19], los estímulos recibidos por este medio son una de las primeras formas que tiene la persona de percibir el entorno. La persona es capaz de diferenciar distintos objetos en base a la textura, forma y tamaño.

La sensibilidad somatosensorial varía de acuerdo a cada parte del cuerpo humano. La **Figura 1.2** muestra el homúnculo sensorial. En esta figura se observa que cada parte del cuerpo posee diferentes tamaños, siendo la mano y los labios, los de mayor tamaño. El mayor tamaño de estas partes del cuerpo significa que estas presentan mayor sensibilidad sensorial, por ejemplo la mano presenta 17 000 mecanorreceptores cutáneos [14]. Es decir presentan mayor densidad de receptores táctiles en el área [20]. Este hecho permite que los estímulos sean detectados con mayor facilidad.

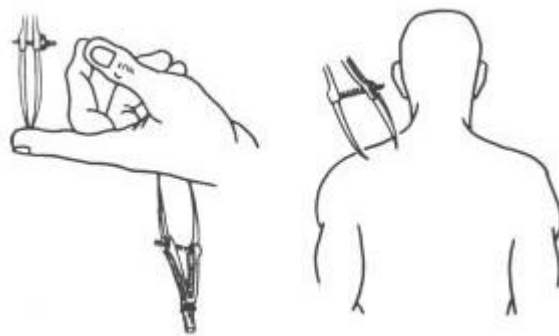


**Figura 1.2.** Homúnculo sensorial  
Fuente: Adaptado de EBM Consult [20]



Los estímulos táctiles percibidos por una persona pueden ser diversos. Algunos de ellos son la vibración, la presión, el estiramiento o contracción de la piel, el rozamiento o la temperatura. Los mecanorreceptores son capaces de detectar los primeros. Como se mencionó en la sección 1.2.1., cada mecanorreceptor es capaz de detectar un tipo de estímulo o la combinación de ellos. En el caso de la temperatura, esta es detectada por termorreceptores. Estos termorreceptores no solo detectan la gradiente de temperatura de otros objetos con respecto de la temperatura de la piel, sino que también son capaces de percibir la humedad [14].

Otro concepto dentro de la estimulación táctil es el umbral de dos puntos. Esta prueba determina la distancia mínima necesaria para que una persona perciba dos puntos separados (ver **Figura 1.3**). Tomando en consideración que cada parte del cuerpo posee diferentes densidades de mecanorreceptores, el umbral de dos puntos también varía de acuerdo a cada parte del cuerpo. En el caso de la palma de la mano, esta distancia es de aproximadamente 10 mm, mientras que en las yemas de los dedos, la distancia es de 2 a 3 mm [21].



**Figura 1.3.** Prueba de umbral de dos puntos.  
Fuente: Adaptado de Haptx [22]

Debido a que las personas con ceguera obtienen menor cantidad de estímulos visuales de su entorno, es necesario que esta información sea percibida mediante otro tipo de estímulos. El sentido del tacto les permite a estas personas percibir su entorno y poder discriminar los objetos circundantes. Si bien, los estímulos son distintos, le otorgan suficiente información a la persona para poder tener autonomía.

### 1.3. Plasticidad cerebral

El cerebro es el órgano principal del sistema nervioso central, encargado de procesar la información que las distintas terminales nerviosas y sensoriales perciben del ambiente. Estas señales externas a la persona son capaces de alterar o modificar la organización estructural y funcional de este órgano. Esto quiere decir que el sistema nervioso es capaz de adaptarse ante los estímulos del entorno, esta capacidad de adaptación se denomina plasticidad cerebral [23]. La plasticidad cerebral se desarrolla a nivel sináptico, lo cual significa que el cambio se desarrolla en la unión de las neuronas.

La plasticidad cerebral se desarrolla a lo largo de la vida del ser humano, desde la formación prenatal hasta la muerte. Dentro del desarrollo cerebral existen 4 etapas: la proliferación neuronal, la migración, la organización y laminación del cerebro, y la mielinización [24].

Una de las etapas cruciales para el desarrollo neurológico de la persona es durante la etapa neonatal. En esta etapa los periodos críticos son la fase de organización neuronal (orientación, alineación y estratificación) de axones y dendritas [25]. Estas etapas son consideradas críticas debido a que durante estas 3 etapas las neuronas desarrollan una red de conexiones sinápticas. Si las neuronas no son capaces de desarrollar una red neuronal estable, pueden atrofiarse, causando la muerte de las células nerviosas. El desarrollo de estas redes se produce al procesar los distintos estímulos del medio ambiente, lo cual significa que mientras la persona percibe y procesa los estímulos de manera repetitiva es capaz de producir circuitos neuronales funcionales.

Debido a que no todas las personas invidentes nacen con ceguera congénita, muchas de ellas desarrollan las conexiones en la etapa neonatal con todos los estímulos sensoriales. Sin embargo, esto no significa que las personas que adquieren la ceguera en etapas posteriores a la neonatal no pueden desarrollar las conexiones neuronales. Estas personas son capaces de desarrollar las conexiones sinápticas a lo largo de su vida ya que la red neural no se encuentra atrofiada.

Ante la disminuida presencia de estímulos visuales, es necesario que la persona invidente reciba nuevos estímulos con los cuales realizar conexiones sinápticas. Esto no solo evita la atrofia de la red neural existente, sino que le permite a la persona relacionar

estos nuevos estímulos con su entorno. De esta manera, la persona invidente es capaz reemplazar estímulos visuales que ya no es capaz de percibir por estímulos táctiles, auditivos, etc. De esta manera, la persona es capaz de desenvolverse naturalmente en situaciones cotidianas a pesar de no percibir estímulos visuales.

#### 1.4. Dispositivos hápticos

Un dispositivo háptico es un instrumento capaz de simular o proporcionar un estímulo sensorial relacionado al sentido del tacto. La aplicación de este tipo de dispositivos es variada. Se han desarrollado dispositivos hápticos que se utilizan para aplicaciones de realidad virtual [26], donde le permiten al usuario obtener información sensorial relacionada al mundo virtual. Otras aplicaciones para los dispositivos hápticos son en el área médica, donde suelen ser empleados para rehabilitaciones [27], [28], y para la asistencia de personas con deficiencia en la vista. En esta investigación, los dispositivos a considerar son los que proveen asistencia a personas invidentes relacionada a la movilización de estas. A continuación, se muestran algunos de estos dispositivos.

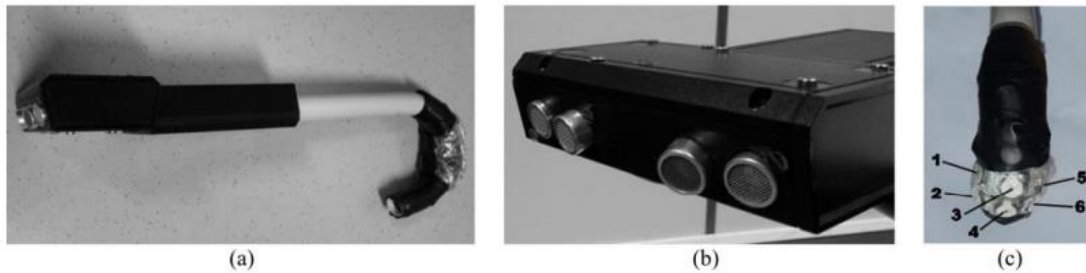
El dispositivo más utilizado es el conocido bastón blanco (ver **Figura 1.4**). El usuario recibe estímulos táctiles en la empuñadura al momento de que la punta del bastón realiza contactos con alguna superficie. Estos estímulos son vibraciones, que pueden variar en intensidad de acuerdo a la dureza del material de la superficie.



**Figura 1.4.** Bastón blanco.  
Fuente: ASISTER [29].

El dispositivo desarrollado por Andò, et al. [30], se asemeja al bastón blanco. La diferencia es que no posee una punta, sino sensores ultrasónicos. Los sensores detectan la proximidad de objetos cercanos. De acuerdo a la cercanía de los objetos, los

actuadores vibratorios son accionados para transmitir al usuario un estímulo para la corrección del sentido del desplazamiento. En la **Figura 1.5** se muestran las partes que componen el dispositivo.

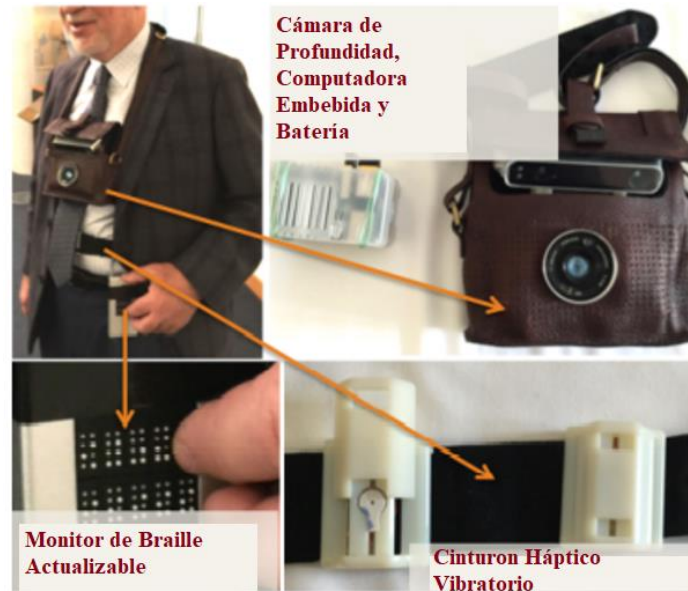


**Figura 1.5.** Bastón electrónico. (a) Bastón sin contacto. (b) Sensores ultrasónicos. (c) Actuadores vibratorios en la empuñadura.  
Fuente: Andò, et al [30]

Como se observa en la **Figura 1.5 (c)**, este dispositivo posee 6 actuadores vibratorios. Los actuadores 1 y 2 se accionan si el obstáculo se encuentra a la derecha del usuario; los actuadores 3 y 4 si se encuentra en el centro; y los actuadores 5 y 6 si se encuentra a la izquierda [30].

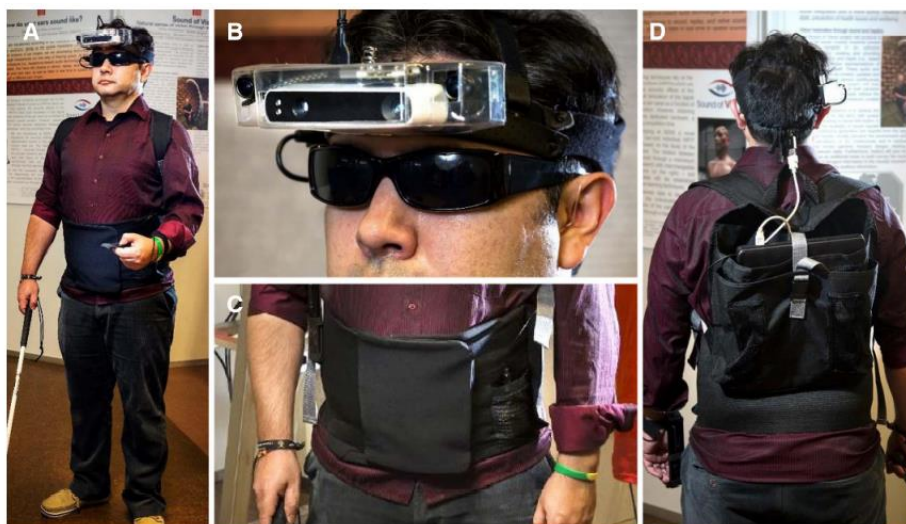
El dispositivo propuesto por Wang, et al. [31] emplea una cámara de profundidad junto con un cinturón háptico y un monitor de braille actualizable (ver **Figura 1.6**). Los objetos son detectados por la cámara y la información obtenida por ella se traslada tanto al cinturón como al monitor. En el caso del cinturón, este posee motores posicionados alrededor de la cintura del usuario. Cada motor se activa de acuerdo a la dirección en la cual se encuentra el obstáculo y la intensidad de la vibración aumenta de acuerdo a la cercanía del mismo. El monitor posee 2 filas las cuales despliegan símbolos de acuerdo al tipo de objeto que se encuentra en la cercanía. Estos símbolos se despliegan en la fila superior si la distancia es mayor a 1 metro y si la distancia es menor a 1 metro, se despliegan en la fila inferior.

Con este dispositivo es posible dirigir al usuario en un espacio definido. Mediante la información recibida por la cámara, el usuario recibe estímulos vibratorios del cinturón para determinar la cercanía de objetos y estímulos hápticos del monitor de braille para determinar el tipo de objeto y también su cercanía.



**Figura 1.6.** Wearable Vision-based feedback system.  
Fuente: Adaptado de Wang, et al. [31]

El dispositivo propuesto por Hoffmann, et al. [32] se asemeja al propuesto por Wang. La diferencia recae en la ausencia de un monitor de braille actualizable y la cantidad de motores empleados en el cinturón háptico. Además de la posición de la cámara, que en este dispositivo se encuentra en la cabeza, como se observa en la **Figura 1.7 (b)**, en vez de estar sobre el pecho. El cinturón táctil posee 60 motores vibradores en una matriz de  $6 \times 10$ . Estos motores vibran de acuerdo a la cercanía del obstáculo más cercano.



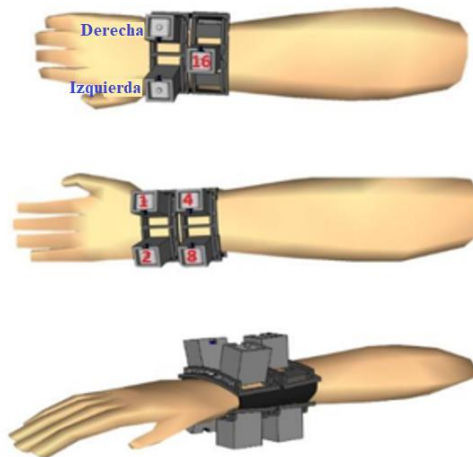
**Figura 1.7.** The Sound of Vision (SoV) System. (a) Un usuario utilizando el sistema completo. (b) Sistema de cámaras. (c) Cinturón táctil con 60 motores vibradores. (d) El procesador del sistema.  
Fuente: Hoffmann, et al. [32]

El dispositivo Haptic Sight [33], incorpora un monitor táctil actualizable. Este monitor de  $30 \times 50$  bloques muestra un espacio y los objetos dentro de este. De esta manera la persona invidente es capaz de emplear el sentido del tacto para sentir los obstáculos cercanos según el plano mostrado como se muestra en la **Figura 1.8**.



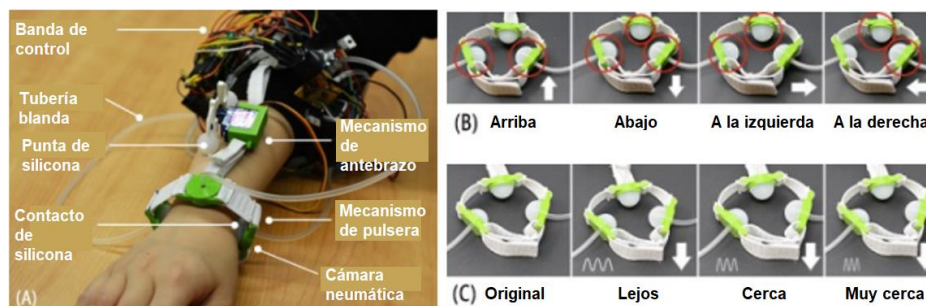
**Figura 1.8.** El concepto de Haptic Sight.  
Fuente: Song y Yang [33]

Alayon, et al. [34] propone un dispositivo táctil que se usa en la muñeca como se muestra en la **Figura 1.9**. Este dispositivo cuenta con 7 solenoides. 2 de ellos se emplean para definir la dirección, sea derecha o izquierda y los 5 restantes poseen valores numéricos, con los cuales el usuario es capaz de determinar el ángulo de movimiento, basado en la suma de los valores de cada solenoide activado. Estos solenoides emplean toques como estímulo táctil. La información del ambiente es captada a través de una cámara Kinect de la consola Xbox 360, la cual se encuentra montada a la altura del estómago.



**Figura 1.9.** Dispositivo háptico para la muñeca.  
Fuente: Adaptado de Alayon, et al. [34]

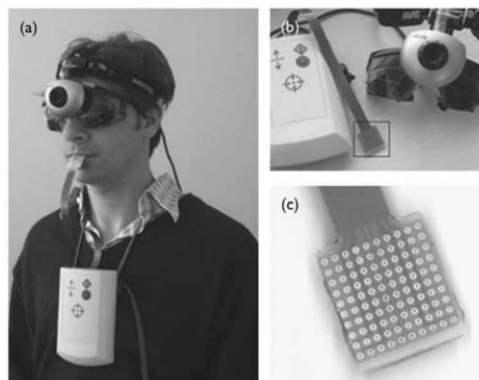
El dispositivo PneuFetch [35], como se muestra en la **Figura 1.10**, se coloca en la muñeca y es capaz de realizar estímulos de presión y vibración. Mediante el uso de neumática, se inflan las cámaras neumáticas ubicadas alrededor de la muñeca. Dependiendo de qué cámaras se inflan se determina la dirección del movimiento a realizar (ver **Figura 1.10 (b)**). De acuerdo a la cercanía del objeto, los actuadores neumáticos son inflados con diferentes frecuencias (ver **Figura 1.10 (c)**). La dirección se obtiene como un estímulo de presión, mientras que la cercanía del objeto se obtiene como un estímulo vibratorio.



**Figura 1.10.** PneuFetch. (a) Prototipo del dispositivo. (b) Dirección del movimiento a realizar de acuerdo a las cámaras infladas. Las cámaras infladas son las marcadas por los círculos rojos (c) Se emplean frecuencias diferentes de acuerdo a la cercanía del objeto.

Fuente: He, et al.[35]

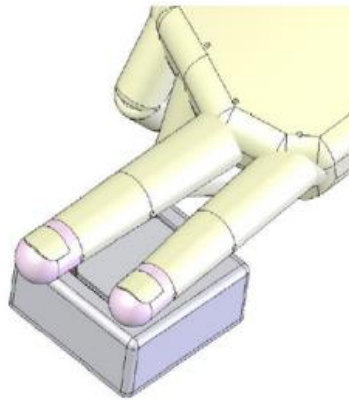
Otro dispositivo empleado para la ayuda en la movilización es el propuesto por Chebat, et al. [36]. Este emplea un actuador en la lengua (ver **Figura 1.11 (c)**), el cual posee 100 pequeños electrodos en una matriz de  $10 \times 10$  y una cámara que se ubica en la cabeza de la persona (ver **Figura 1.11 (a)**). Este actuador lingual, transmite imágenes a la lengua a través de pulsos electro táctiles, para poder determinar el tipo de objeto que se encuentra en la cercanía.



**Figura 1.11.** Tongue Display Unit (TDU). (a) Participante utilizando el dispositivo. (b) Componentes del dispositivo. (c) Matriz de electrodos.

Fuente: Chebat, et al. [36]

El ViFlex es un dispositivo háptico capaz de proporcionar presión sobre los dedos. La presión ejercida se desarrolla sobre una superficie de  $45 \times 45 \text{ mm}^2$ , cuya deflexión es de  $20^\circ (\pm 10^\circ)$  alrededor de una superficie [37]. Con este dispositivo la persona puede percibir la geometría de un objeto al presionar los dedos sobre la superficie móvil, como se muestra en la **Figura 1.12**. Si bien este dispositivo posee una aplicación distinta a los demás, es posible emplearlo para la guía de personas invidentes, ya que posee 2 grados de libertad. Este tipo de movimiento permite brindarle estímulos direccionales al usuario.



**Figura 1.12.** ViFlex  
Fuente: Roselier y Hafez [37]

Nombre del dispositivo	Tipo de actuador	Tipos de estímulo háptico	Lugar de aplicación del estímulo
Bastón blanco	-	Vibración	Palma de la mano
Bastón sin contacto	Actuadores vibratorios	Vibración	Palma de la mano
Wearable Vision-based feedback system	Motores vibratorios Monitor actualizable	Vibración Presión (braille)	Torso Dedos
The Sound of Vision (SoV) System	Motores vibratorios	Vibración	Torso
Haptic Sight	Monitor actualizable	Presión (braille)	Dedos
Dispositivo háptico para la muñeca	Solenoides	Presión (toques)	Muñeca
PneuFetch	Cámaras neumáticas	Presión Vibración	Muñeca
Tongue Display Unit (TDU)	Electrodos	Pulsos electro táctiles	Lengua
ViFlex	Actuadores electromagnéticos	Presión	Dedos

**Tabla 1.2.** Comparación de dispositivos según el tipo de estímulo realizado.

Fuente: Elaboración propia.



Como se muestra en la **Tabla 1.2**, los dispositivos utilizados para la asistencia en la movilización de personas invidentes emplean distintas tecnologías. Siendo los motores vibratorios y los monitores actualizables los más empleados. Por otro lado, el tipo de estímulo más empleado es la vibración. Este tipo de estímulo posee un rango de frecuencias para su aplicación. Lo cual permite al usuario detectar distintos estímulos, a partir de un mismo actuador. La presión es el segundo tipo de estímulo háptico más empleado, lo cual se relaciona al uso de mapas o figuras por medio de monitores actualizables que emplean el braille. A pesar de que la vibración y la presión son los estímulos más utilizados, estos no se emplean para determinar direcciones. El estiramiento de la piel presenta una mejor adaptación para proveer al usuario de un estímulo que le permita reconocer la dirección y sentido de un estímulo.

Otro factor por considerar es el lugar de aplicación de estos estímulos hápticos. A partir de los dispositivos mostrados, se observa que la mano es el lugar más empleado para percibir este tipo de estímulos. Esto se debe a la densidad alta de mecanorreceptores ubicados en la mano.

## **1.5. Mecanismos flexibles**

Los mecanismos son dispositivos mecánicos usados para transferir o transformar movimiento, fuerza o energía. Los mecanismos flexibles también realizan esta transformación o transferencia, pero parte de la movilidad se obtiene a partir de la deflexión de los miembros flexibles en contraposición de las articulaciones móviles, utilizados por mecanismos convencionales [38]. Por ende es posible definir a un mecanismo flexible como aquel mecanismo que transmite fuerza y movimiento a partir de la deformación de las partes elásticas que lo componen.

### **1.5.1. Ventajas de los mecanismos flexibles**

Este tipo de mecanismos presenta diferentes ventajas sobre los mecanismos rígidos. La ventaja principal es la facilidad con la cual un mecanismo puede ser miniaturizado [38], [39]. Esto significa que un mismo mecanismo flexible puede ser

reducido en tamaño para desempeñar la misma función. Esta ventaja se debe a la reducida cantidad de piezas que componen el mecanismo flexible [38].

Otra ventaja para resaltar debido a la menor cantidad de piezas o articulaciones que presentan los mecanismos flexibles es el menor peso que poseen en comparación con mecanismos rígidos. Si bien actualmente es posible reducir el peso de los mecanismos rígidos mediante la manufactura aditiva (impresión 3D), esta práctica no reduce la cantidad de piezas necesarias para realizar un mecanismo articulado. Esta reducción en la cantidad de piezas es posible en los mecanismos flexibles ya que emplean uniones flexibles en lugar de miembros articulados.

Esta reducción de piezas a su vez disminuye el desgaste por el uso del mecanismo. Tomando en consideración que los mecanismos flexibles emplean menor cantidad de uniones móviles, como pines y juntas deslizantes. Esta reducción de partes articuladas, disminuye el desgaste por rozamiento en estas uniones, así como la necesidad de lubricación de estas [38].

Por otro lado, es necesario considerar que los mecanismos flexibles aún presentan dificultades como la transferencia de la energía, debido a que la estructura del mecanismo emplea materiales flexibles, no toda la energía es transferida a través del mecanismo, sino que parte de ella se almacena en ella. Otra dificultad es el análisis y diseño de este tipo de mecanismos. Los mecanismos flexibles presentan mayores dificultades en el análisis y diseño que los mecanismos rígidos. Por ello, en los mecanismos flexibles simples, se suele emplear el diseño de ensayo y error [38], [39].

### **1.5.2. Modelo de cuerpo pseudo-rígido**

Los mecanismos flexibles poseen propiedades mecánicas y geométricas similares a los mecanismos rígidos. Las propiedades como el momento de inercia, módulo de elasticidad, etc., son empleadas para el análisis de los distintos modelos empleados para este tipo de mecanismos. A continuación, se explican estos conceptos.

El momento de inercia o segundo momento de área, es una medida empleada para cuantificar la inercia rotacional de un cuerpo con respecto a un eje. En el caso de la flexión pura, el eje empleado para el cálculo del momento de inercia pasa por el

centroide de la sección transversal perpendicular al plano del momento aplicado [40]. La ecuación 1.1 mostrada a continuación se emplea para el cálculo del momento de inercia. Esta propiedad posee unidades de longitud a la cuarta, por ejemplo, m<sup>4</sup> o pulg<sup>4</sup>.

$$I = \int_A r^2 dA \quad (1.1)$$

Donde:

$I$ : Momento de inercia (m<sup>4</sup>)

$A$ : Área transversal (m<sup>2</sup>)

$r$ : Distancia al eje de rotación (m)

El módulo de elasticidad, también conocido como módulo de Young, es una constante de proporcionalidad que permite relacionar la deformación y el esfuerzo [40]. En el régimen elástico, el módulo de elasticidad permanece constante, en cambio, al entrar a un régimen plástico, este módulo de elasticidad varía. Para esta investigación, se considera que el material se mantiene en el régimen elástico por lo cual el módulo elástico permanece constante. El módulo de elasticidad emplea las mismas unidades que el esfuerzo (fuerza sobre área), que en el SI es Pa. La ecuación 1.2 muestra la forma de cálculo del módulo de Young.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/A}{\Delta L/L} \quad (1.2)$$

Donde:

$E$ : Módulo de elasticidad (Pa)

$\sigma$ : Esfuerzo (N/m<sup>2</sup>)

$\varepsilon$ : Deformación

$F$ : Fuerza (N)

$L$ : Longitud inicial (m)

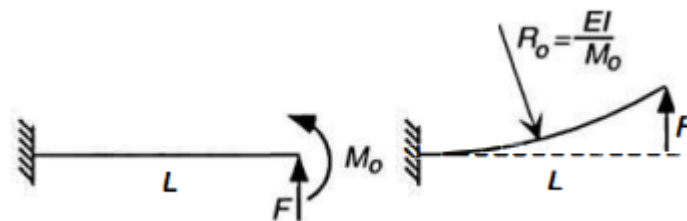
$\Delta L$ : Variación de longitud (m)

Una propiedad importante puede ser obtenida a partir de las anteriormente mencionadas. Esta es la rigidez en flexión la cual se obtiene del producto del módulo de elasticidad y el momento de inercia. Esta propiedad será importante para el modelo mostrado a continuación.

Mediante el modelo de cuerpo pseudo-rígido, es posible modelar la deflexión de los miembros flexibles empleando componentes de cuerpo rígido con características de fuerza-deflexión equivalentes [38]. Dentro de este modelo, existen diversos casos de análisis. A continuación, se muestran los casos relacionados al diseño del dispositivo a diseñar.

### 1.5.2.1. Segmento con fuerza y momento (fijo-fijo)

Dentro de este modelo, existen 3 casos de cargas. A continuación, se muestra el caso en el que la fuerza y el momento se encuentran en la misma dirección (ver **Figura 1.13**), empleando una viga en voladizo para ejemplificar el caso.



**Figura 1.13.** Viga en voladizo con caso de cargas con la misma dirección y la viga equivalente con una curvatura inicial  
Fuente: Howell, L. [38]

En la **Figura 1.13**, se muestran 2 vigas. La viga del lado izquierdo muestra la fuerza y el momento aplicado en un extremo. Mientras que la viga derecha es la viga equivalente con una curvatura inicial, provocada por el momento. La curvatura inicial puede ser aproximada a partir del momento aplicado empleando la siguiente ecuación.

$$R_0 = \frac{EI}{M_0} \quad (1.3)$$

Donde:

$R_0$ : Radio de curvatura equivalente (m)

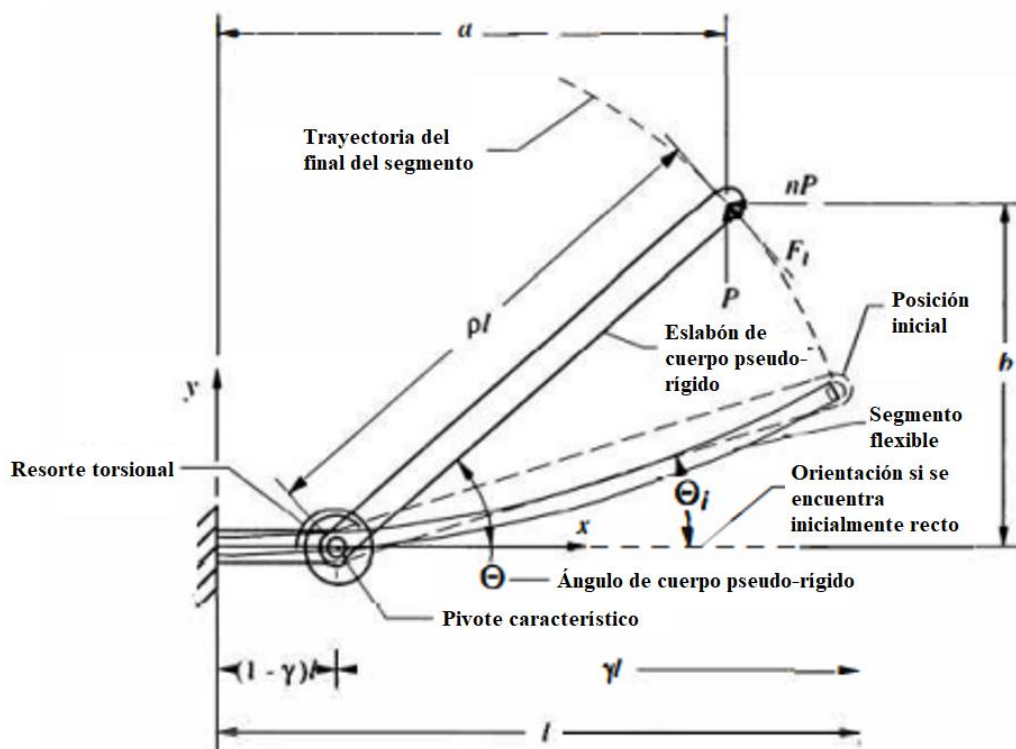
$E$ : Módulo de elasticidad ( $\text{Nm}^{-2}$ )

$I$ : Momento de Inercia ( $m^4$ )

$M_0$ : Momento inicial (Nm)

Para este caso, el momento aplicado en la viga causa una curvatura constante a lo largo de la misma [38]. Esto permite simplificar el modelo, eliminando el momento inicial, a partir de una curvatura inicial.

Para este caso de cargas en la misma dirección, se emplean las ecuaciones para el modelo de una viga en voladizo inicialmente curvada. En la **Figura 1.14**, se muestran distintos parámetros empleados para realizar los cálculos relacionados a este modelo.



**Figura 1.14.** Modelo de cuerpo pseudo-rígido de una viga en voladizo inicialmente curvada con una fuerza aplicada en el extremo libre.  
Fuente: Adaptado de Howell, L [38].

El parámetro  $\gamma$ , es el factor de radio característico. Este se asocia a la longitud de la viga, asumiendo que esta es inicialmente recta [38]. Como se muestra en la **Figura 1.14**, la longitud de la viga  $\gamma l$  se toma desde el punto donde estaría la articulación en un mecanismo rígido hasta el final de la barra curvada en el eje x.

Debido a la curvatura inicial, es posible obtener el ángulo  $\Theta$ , el cual se obtiene a partir de la siguiente ecuación (1.4) [38]. Esta ecuación se emplea para calcular los diferentes ángulos de curvatura a lo largo del desplazamiento de la viga.

$$\Theta_i = \text{atan} \frac{b_i}{a_i - l(1 - \gamma)} \quad (1.4)$$

Donde:

$\Theta_i$ : ángulo de curvatura ( $^\circ$ )

$b_i$  : coordenadas en el eje y, en la posición actual (m)

$a_i$  : coordenadas en el eje x, en la posición actual (m)

$l$ : longitud de la viga (m)

$\gamma$ : factor de radio característico

El parámetro  $\rho$  se asocia a la longitud de la barra del mecanismo rígido equivalente. Este parámetro se encuentra en función de la curvatura y el parámetro  $\gamma$  [38].

$$\rho = \left\{ \left[ \frac{a_i}{l} - (1 - \gamma) \right]^2 + \left( \frac{b_i}{l} \right)^2 \right\}^{1/2} \quad (1.5)$$

Donde:

$\rho$ : parámetro de longitud del miembro de cuerpo pseudo-rígido

A partir de los conceptos anteriormente expuestos, es posible calcular el desplazamiento realizado por la viga causado por la deflexión [38]. Para ello se emplean las siguientes ecuaciones.

$$\frac{a}{l} = 1 - \gamma + \rho \cos \Theta \quad (1.6)$$

$$\frac{b}{l} = \rho \sin \Theta \quad (1.7)$$

Con las ecuaciones 1.6 y 1.7 se calculan las coordenadas en el eje x y en el eje y, permitiendo determinar el camino del desplazamiento realizado por el mecanismo flexible.

Otro parámetro importante es el esfuerzo máximo, el cual ocurre en el extremo fijo [38]. Con este valor es posible determinar si el material empleado se mantiene dentro del rango elástico para la aplicación deseada. Este se calcula de la siguiente manera.

$$\sigma_{max} = \pm \frac{P(a + nb)c}{I} - \frac{nP}{A} \quad (1.8.)$$

Donde:

$\sigma_{max}$ : Esfuerzo máximo aplicado en el extremo fijo de la viga (Pa)

$P$ : Fuerza aplicada en el extremo de la viga de forma vertical (N)

$I$ : Momento de inercia de la viga ( $m^4$ )

$a$ : Coordenada en el eje x (m)

$b$ : Coordenada en el eje y (m)

$c$ : Distancia del eje neutral hacia la superficie externa de la viga (m)

$n$ : Factor para determinar el valor de la componente horizontal de la fuerza  $P$

$A$ : Área transversal de la viga ( $m^2$ )

### 1.5.3. Mecanismos flexibles desarrollados

Los mecanismos flexibles han sido desarrollados para distintas industrias y aplicaciones. De la misma manera, su fabricación puede ser desarrollada empleando distintos métodos de manufactura, como manufactura aditiva (impresión 3D) o vaciado [41], y materiales, como plásticos o metales.

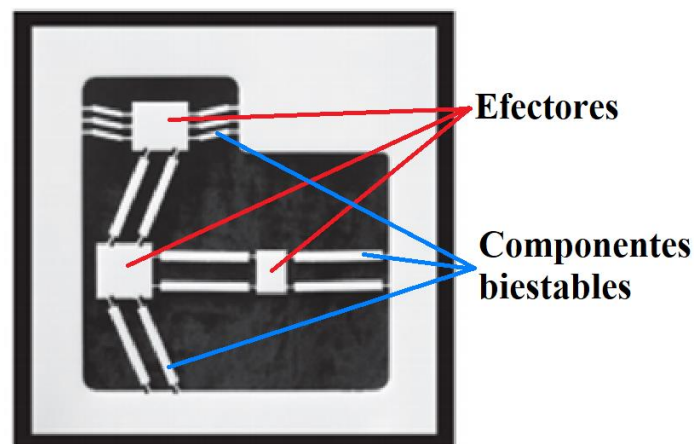
Como se describe en [41], la manufactura aditiva como proceso de fabricación provee diversas ventajas sobre otros métodos de fabricación. Estas ventajas son las siguientes. Rapidez del prototipado, debido a que permite obtener un prototipo funcional en tiempo reducido, permitiendo probarlo y realizar las modificaciones

pertinentes. Manufactura de piezas con geometrías complejas, la impresión 3D, permite la manufactura de piezas con geometrías que no podrían ser desarrolladas empleando técnicas convencionales como el torno o el fresado. Costo reducido, debido a que este tipo de tecnología es más barato que otras tecnologías, como el vaciado ya que no es necesario un molde para realizar la pieza.

A continuación, se muestran algunos ejemplos de mecanismo flexibles desarrollados tanto para movimientos finales de traslación y rotación.

### 1.5.3.1. Mecanismos flexibles para traslación

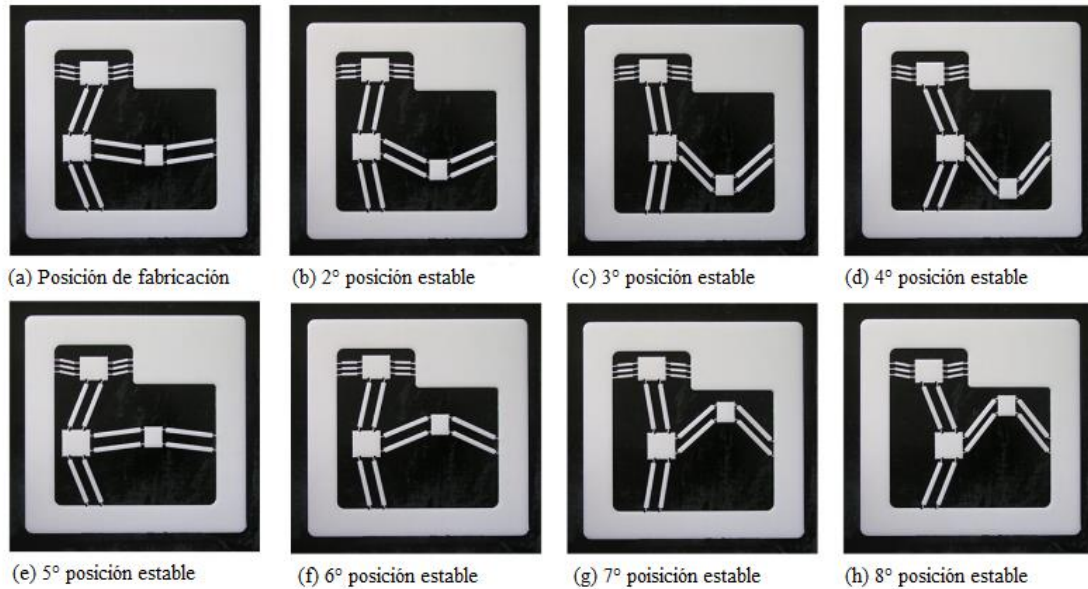
En la **Figura 1.15**, se muestra el mecanismo flexibles desarrollado por Gou, et al. [42]. El mecanismo multiestable propuesto por Gou, posee tres efectores finales, los cuales son los bloques centrales mostrados en la **Figura 1.15**. Estos tres efectores son los que realizan el movimiento de traslación. En el caso del efector superior y el efector del lado derecho, su traslación se desarrolla de arriba abajo. Para el efector del lado izquierdo, su traslación se desarrolla de derecha a izquierda.



**Figura 1.15.** Mecanismo flexible multiestable.  
Fuente: Gou, et al [42].

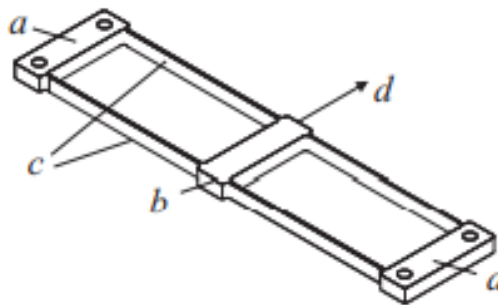
En la **Figura 1.16**, se puede observar todas las posiciones posibles del mecanismo flexible multiestable. Este mecanismo emplea un mecanismo de deslizamiento, en donde dos efectores se encuentran unidos por un enlace que se defleca. Estos efectores como se mencionó anteriormente, solo se trasladan en un eje. Este dispositivo muestra el comportamiento de un mecanismo flexible biestable.





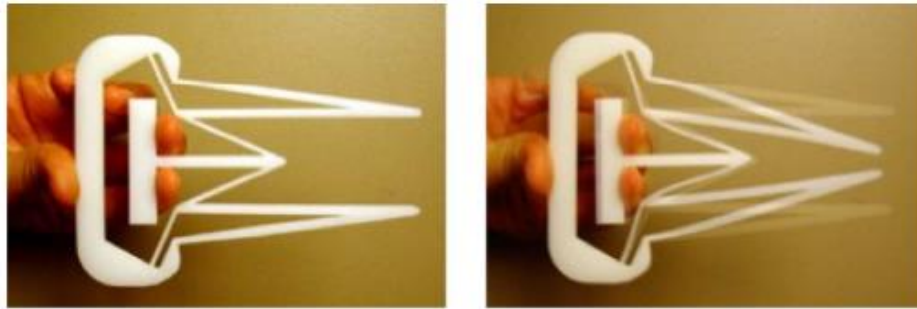
**Figura 1.16.** Posiciones estables del mecanismo flexible multiestable  
Fuente: Adaptado de Gou, et al [42].

Otro mecanismo flexible empleado para la traslación es el mostrado en la **Figura 1.17**. Este mecanismo posee 2 partes rígidas (a) las cuales se encuentran fijas, una sección rígida (b) que se desplaza en la dirección (d) y segmentos flexibles (c), que permiten que el movimiento se restrinja a un solo grado de libertad. Este mecanismo se traslada al aplicar una fuerza en el bloque (b). Una vez que se deja de aplicar una fuerza, este regresa a la posición inicial.



**Figura 1.17.** Parallel Translator  
Fuente: Howell [39]

En la **Figura 1.18**, se muestra un mecanismo flexible que emplea una fuerza lineal para lograr el desplazamiento de traslacional del gripper. Este mecanismo flexible permite sostener objetos empleando las terminaciones del lado derecho (ver **Figura 1.18**). Este desplazamiento se desarrolla en 2 grados de libertad (2 ejes).

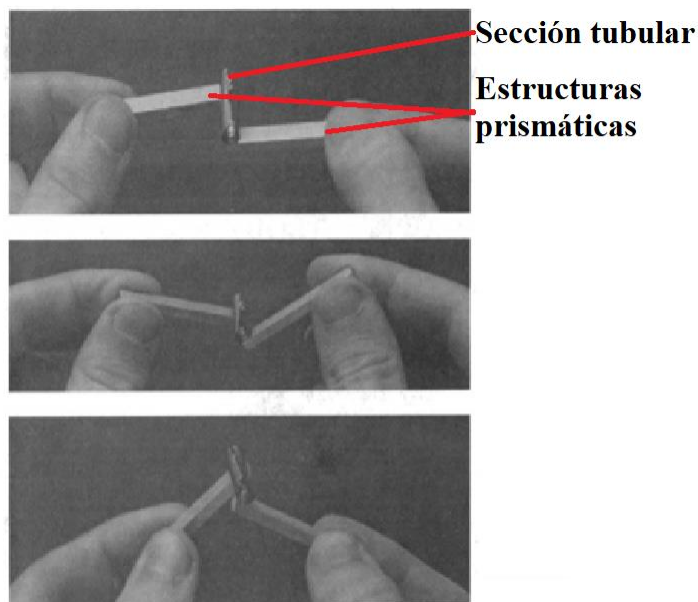


**Figura 1.18.** Prototipo de un gripper flexible. Se muestra la posición en reposo (izquierda) y la posición final (derecha)

Fuente: Kota, et al. [43]

### 1.5.3.2. Mecanismos flexibles para rotación

Además de los mecanismos flexibles empleados para realizar movimientos de traslación, también es posible encontrar mecanismos que efectúen un movimiento de rotación. Algunos de ellos se presentan a continuación.

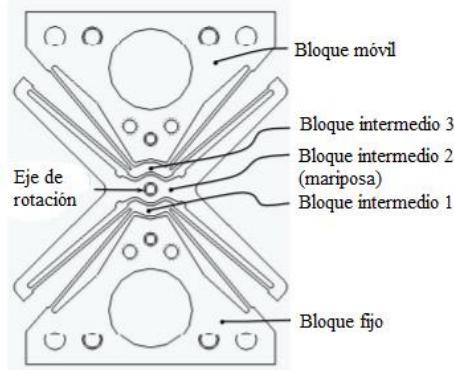


**Figura 1.19.** Flexión de tubo partido.

Fuente: Goldfarb y Speich [44]

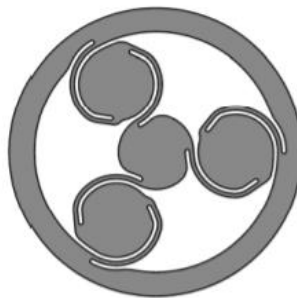
Como se muestra en la **Figura 1.19**, el mecanismo flexible consta de una estructura tubular con una separación a lo largo de la misma, y 2 estructuras prismáticas. La sección ubicada en la sección tubular provoca que al aplicar fuerzas sobre las estructuras prismáticas se realice un movimiento rotacional sobre el eje del tubo (ver **Figura 1.19**).

El mecanismo propuesto por Henein, et al. [45], se compone de 5 bloques, 1 bloque fijo y 4 móviles, 3 intermedios y 1 bloque final donde se desarrolla el movimiento rotacional (ver **Figura 1.20**). Este mecanismo flexible desarrolla un movimiento de  $\pm 10^\circ$  en el bloque móvil.



**Figura 1.20.** Pivote de flexión  
Fuente: Henein, et al. [45]

Otro mecanismo aplicado para la torsión es el mecanismo flexible CORE bearing [46] (ver **Figura 1.21**). Este mecanismo se inspira en el funcionamiento de un engranaje de tipo planetario, donde se tienen 3 bloques que simulan los engranajes tipo planeta, 1 bloque que simula el engranaje tipo sol y 1 bloque que simula el engranaje tipo anillo. Las uniones flexibles entre los bloques permiten la rotación del mecanismo. Si se aplica una carga sobre el bloque que actúa como engranaje tipo sol, el engranaje tipo anillo genera un movimiento rotacional. Este movimiento puede invertirse si la carga se aplica sobre el bloque que actúa como engranaje tipo anillo. En la **Figura 1.21** se observa que la rotación del mecanismo se realiza en sentido horario debido a las uniones entre los bloques.



**Figura 1.21.** CORE bearing.  
Fuente: Cannon [46]

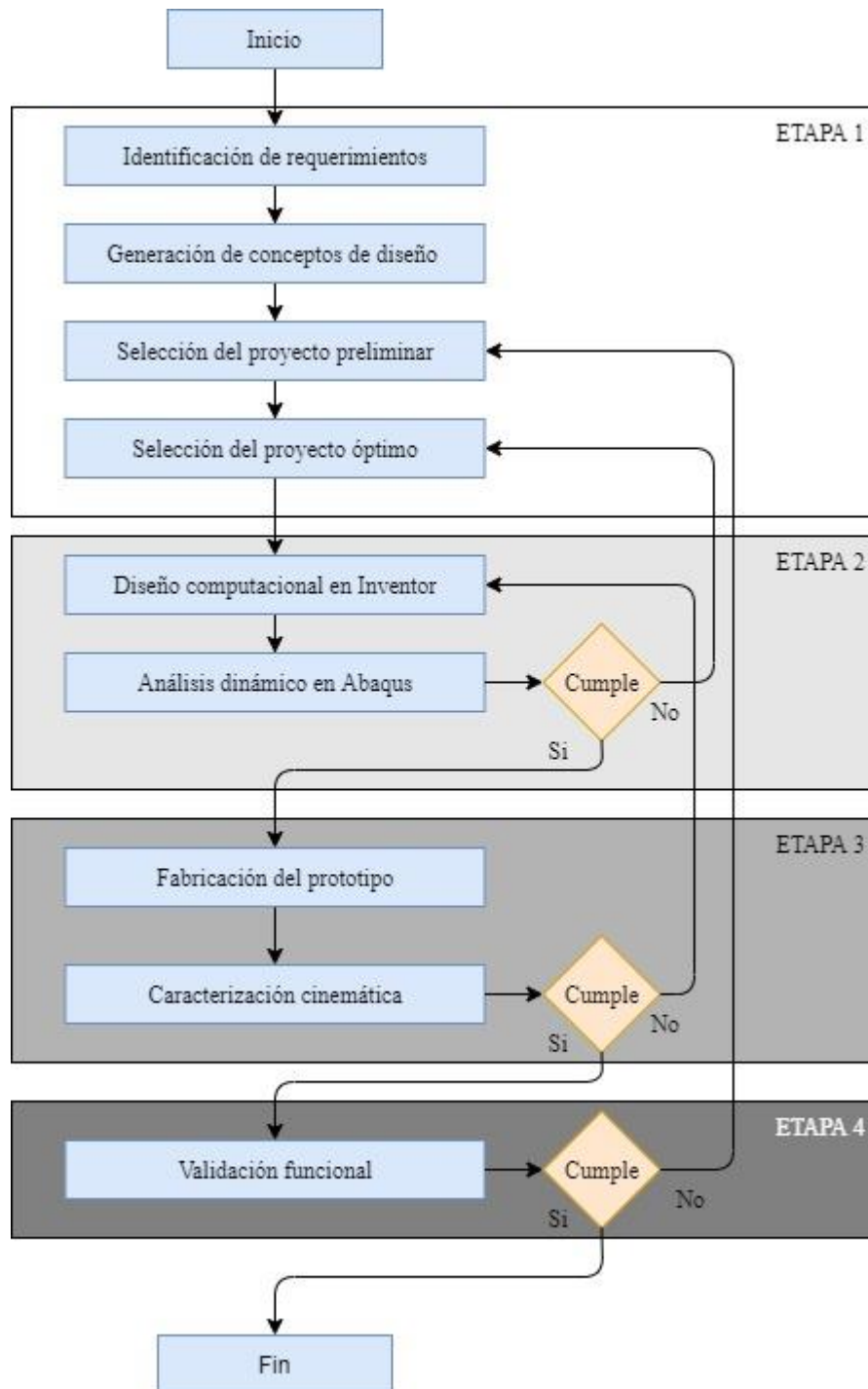
# CAPÍTULO II

## METODOLOGÍA

En el presente capítulo se detalla el proceso metodológico a emplear para el desarrollo de un dispositivo háptico. Este proceso inicia empleando la norma VDI 2221 para realizar el diseño conceptual. Una vez obtenido el diseño conceptual, se procede a emplear herramientas computacionales para realizar el diseño por medio de software CAD y analizar el comportamiento de este dispositivo mediante software CAE. Luego, se procede a explicar el proceso de fabricación del dispositivo mecánico y la integración con los componentes electrónicos. Por último, se explican las pruebas a realizar, englobando la caracterización del movimiento y la validación del mecanismo con un grupo control.

### **2.1. Diseño basado en la norma VDI 2221**

La metodología que se empleará durante esta investigación estará basada en la metodología de diseño de productos de Ulrich [47]. Se eligió esta metodología debido a su utilidad en la fase del diseño conceptual. En la **Figura 2.1**, se puede observar el flujo metodológico a seguir para esta investigación. Se separaron las etapas de acuerdo a los objetivos específicos definidos, los cuales son 4. En la primera etapa, se desarrollará el diseño conceptual del dispositivo, culminando con la obtención del proyecto óptimo. En la segunda etapa, se utilizará el software CAD para dimensionar el mecanismo flexible y su soporte. Además, se validará el diseño mediante software CAE, probando que cumple con el funcionamiento esperado. La tercera etapa consta de la fabricación del prototipo, para el cual se empleará la manufactura aditiva, también conocida como impresión 3D. Con los prototipos fabricados, se procederá a caracterizar el movimiento cinemático de los actuadores (mecanismos flexibles). Una vez finalizada la caracterización, se procederá a la cuarta y última etapa, la validación funcional del dispositivo. En esta etapa se empleará un grupo control de personas sanas para validar el funcionamiento del dispositivo háptico.



**Figura 2.1** Flujo de trabajo metodológico  
 Fuente: Elaboración propia basada en [47].

Para poder iniciar con el proceso de diseño, se deberá identificar los parámetros de diseño principales que debe cumplir el actuador. Luego, con los parámetros de diseño definidos, se proseguirá con el diseño conceptual. El diseño conceptual consta de distintos pasos, iniciando por la abstracción de ideas, seguido por la definición de

concepto de solución y los proyectos preliminares, y finalizando con la selección del proyecto óptimo. La etapa de abstracción de ideas consiste en dividir la función principal del dispositivo en funciones menos complejas, que como conjunto desarrollan la función principal. Una vez definidas las funciones a realizar, se desarrollará la matriz morfológica, la cual permite visualizar las tecnologías existentes capaces de realizar o satisfacer las subfunciones definidas anteriormente. Una vez esta matriz se encuentre completa, se procederá a la definición de conceptos, los cuales se obtienen a partir de la selección de una tecnología por subfunción. Dado que es posible generar diversos conceptos a partir de la matriz morfológica, se seleccionará uno de ellos. A partir del concepto seleccionado, se generarán proyectos preliminares, los cuales serán evaluados mediante criterios económicos y técnicos para determinar el proyecto óptimo.

Con respecto al proceso de diseño del dispositivo, se utilizará el diseño asistido por computadora CAD, empleando el software Inventor, para poder definir la geometría del actuador. Luego de tener definida la geometría del actuador, se procederá a realizar una simulación numérica de la geometría empleando el análisis por elementos finitos, empleando el software Abaqus. Los resultados obtenidos de la simulación contribuirán al análisis cinemático del actuador. Por otro lado, se procederá a la fabricación del prototipo. Una vez armado el prototipo, se realizarán pruebas con él para determinar de manera experimental, el desplazamiento total y la velocidad de desplazamiento del dispositivo. Finalmente, se procederá a realizar pruebas con un grupo control para determinar la funcionalidad del dispositivo.

### **2.1.1. Tabla de requerimientos**

La primera etapa para poder realizar el diseño conceptual del dispositivo háptico será definir la tabla de requerimientos, la cual se puede observar en la **Tabla 2.1**. Esta tabla contendrá las características principales a considerar dentro del diseño, estas características principales se obtendrán a partir de lo descrito en el marco teórico y también de recomendaciones de especialistas del INSN San Borja mediante reuniones.

Característica	Valor ideal
Espacio de trabajo máximo*	70 x 70 mm <sup>2</sup>
Distancia mínima entre puntos de contacto	2 - 11 mm
Movimiento	10 mm (lineal)
Tipo de estímulo	Estiramiento

\*Valores obtenidos a partir de [48]

**Tabla 2.1** Tabla de requerimientos del actuador  
Fuente: Elaboración propia

## 2.2. Diseño conceptual

La generación de un diseño conceptual es una aproximación a la descripción de la tecnología, principios de trabajo y forma del producto [47]. Un diseño conceptual permite abordar las necesidades del consumidor. Dentro de este proceso, múltiples conceptos que satisfagan las necesidades del cliente son generados, permitiendo seleccionar el concepto óptimo para su posterior prototipado.

### 2.2.1. Abstracción de ideas y definición de funciones

Dentro de la metodología planteada por Ulrich [47], la abstracción de ideas se realiza de manera generalizada. Para iniciar esta etapa se definirán las entradas, salidas y funciones que desarrollará el actuador. La primera parte de esta etapa consistirá en emplear la técnica de descomposición funcional, en la cual se dividirá un problema en subproblemas, de tal manera que estos sean más simples. Por ello, se empleará inicialmente una caja negra, ver **Figura 2.2**, la cual representa al dispositivo. En esta representación, se presentarán las entradas y salidas correspondientes a la función principal del sistema. En la segunda parte, se descompondrá la función principal del actuador en funciones menores, de tal manera que se pueda describir con mayor precisión lo que realizará cada elemento para poder implementar la funcionalidad total del dispositivo. Esta segunda parte, se puede observar en la **Figura 2.3**.



**Figura 2.2** Caja negra del sistema  
Fuente: Elaboración propia

### a. Entradas

- **Energía:** Se refiere a la fuente energética que se empleará para ejecutar el movimiento del actuador, puede ser neumática, eléctrica, etc.
- **Señales:** Se refiere a la información que se transmitirá al dispositivo. Los receptores de esta información podrán ser sensores, actuadores, válvulas, etc.

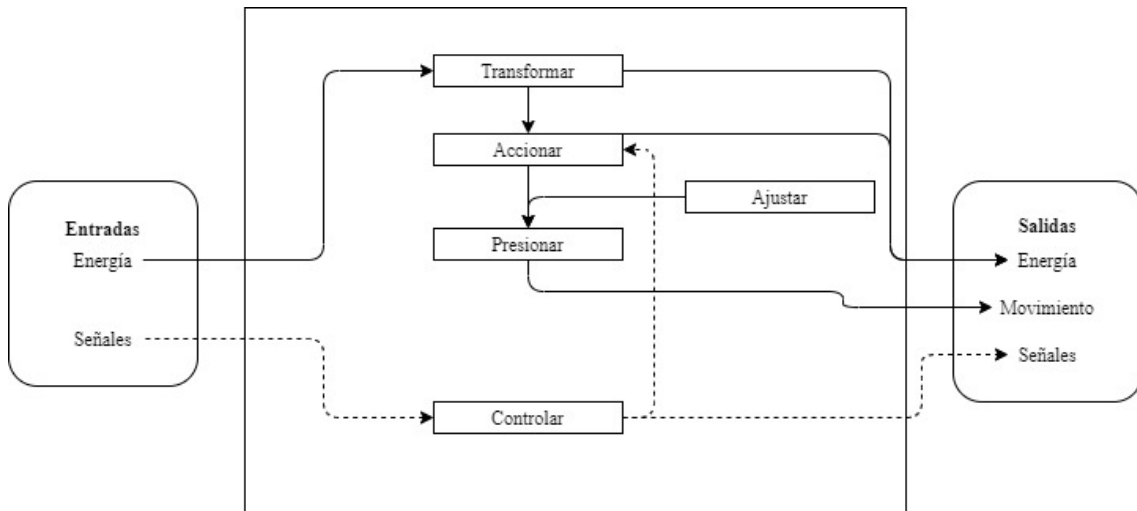
### b. Salidas

- **Movimiento:** Se refiere al estímulo táctil por parte del actuador sobre la piel de la persona, sea presión o estiramiento.
- **Energía:** Se refiere a la energía residual del sistema que se disipará como calor o ruido.
- **Señales:** Se refiere a la información que se obtendrá a partir del sistema. Esta circulará a través del sistema o se podrá dirigir hacia un sistema externo.

### c. Funciones

- **Transformar:** Se transformará la energía de la fuente en la energía requerida para realizar el movimiento deseado.
- **Accionar:** Se refiere a la apertura o cierre del flujo de energía hacia el sistema.
- **Presionar:** Se refiere a la acción propia del actuador. El actuador se deformará y transmitirá el movimiento especificado (estiramiento lineal).
- **Ajustar:** Se refiere al método de sujeción que se empleará para mantener el dispositivo en el lugar designado.
- **Controlar:** Permitirá el procesamiento de las señales de entrada y salida. Se empleará una unidad de control (microcontrolador)





**Figura 2.3** Caja blanca. Descomposición de la función principal.  
Fuente: Elaboración propia

### 2.2.2. Matriz morfológica

La matriz morfológica, mostrada en la **Tabla 2.2**, será una herramienta a emplear debido a su utilidad para mostrar las funciones previamente definidas y las opciones tecnológicas existentes que puedan cumplir con dicha función. La primera columna de esta matriz se compone de las funciones definidas y las demás de las tecnologías. A partir de ello, se realizarán combinaciones mediante la selección de un tipo de tecnología por función, de este modo, se obtendrán los conceptos de solución potenciales, mostrados en la **Tabla 2.3**.

	<b>Opción 1</b>	<b>Opción 2</b>	<b>Opción 3</b>
<b>Transformar</b>	Actuador neumático blando	Elastómero dieléctrico	Mecanismo flexible
<b>Accionar</b>	Relé	Potenciómetro	Interruptor
<b>Ajustar</b>	Correa	Banda Velcro	Guante
<b>Presionar</b>	Silicona vulcanizada	Filamento elástico (Impresión 3D)	Plancha de polyester + silicona
<b>Controlar</b>	Arduino uno	Raspberry Pi 3b	Procesador digital de señales (DSP)

**Tabla 2.2.** Matriz Morfológica del sistema  
Fuente: Elaboración propia

<b>Concepto de solución</b>	<b>Tipo de flecha</b>
1	
2	
3	

**Tabla 2.3.** Conceptos de solución  
Fuente: Elaboración propia

### 2.2.3. Definición de concepto de solución

A partir de la matriz morfológica, se evaluarán las combinaciones de conceptos de solución mediante criterios técnico-económicos recomendados en la metodología de Ulrich [47]. Para esta evaluación se empleará la **Tabla 2.4**.

Nº	Criterios técnicos y económicos	Conceptos de solución		
		1	2	3
1	Facilidad de ensamblaje	3	4	2
2	Costos de tecnología	2	4	2
3	Costo de operación	3	3	3
4	Seguridad	2	4	2
5	Estabilidad	1	3	1
6	Posibilidad de automatización	4	4	4
7	Facilidad de manejo	4	4	4
8	Peso	3	4	3
9	Disponibilidad de repuestos	2	4	2
10	Tamaño	4	4	4
<b>Total</b>		27	38	27

**Tabla 2.4.** Tabla de criterios para la evaluación de los conceptos de solución  
Fuente: Elaboración propia

La evaluación de cada criterio se realizará tomando en consideración la norma VDI 2221, en la cual se determina una valoración numérica por cada criterio para cada concepto. Donde 0 = No satisface, 1 = Aceptable, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Muy Bien. Una vez que se realice la valoración numérica para cada concepto de solución, se podrá seleccionar el concepto más apropiado, este será el que obtenga un mayor puntaje. En este caso, se procederá con el concepto de solución 2.

### 2.2.4. Definición de proyectos preliminares

A partir del concepto de solución óptimo, se procederá a determinar los proyectos preliminares. Se empleará lo descrito por Ulrich [47] para la determinación de los proyectos preliminares. Esta elaboración consistirá en realizar un dimensionamiento aproximado, determinar los materiales y los métodos de fabricación, así como una representación preliminar del proyecto.

### 2.2.5. Definición de proyecto óptimo

Una vez obtenidos los proyectos preliminares, se definirá el proyecto óptimo. Para esta definición se emplearán las características principales con las que debe cumplir el dispositivo. Estas características poseerán un impacto dentro del desempeño y viabilidad del actuador, por lo que se considerarán como un criterio de diseño. A cada una se le asignará un peso según su relevancia, como se muestra en la **Tabla 2.5**. A continuación, se explican los pesos asignados a cada criterio.

- **Función:** La función del dispositivo se refiere a la capacidad de realizar estímulos hápticos direccionales, la cual es la tarea principal del dispositivo. Por esta razón se le asocia un peso de 30 puntos.
- **Fabricación:** La fabricación del dispositivo debe ser práctica y sencilla. Por esta razón se le asocia un valor de 10 puntos.
- **Montaje:** La instalación del dispositivo debe ser sencilla ya que el usuario será una persona invidente. Para ello se considera que el dispositivo pueda ser vestido por el usuario, empleando un guante. El peso asignado es de 10 puntos.
- **Comodidad:** La comodidad se considera como un factor importante debido a que el dispositivo será vestido por el usuario. Por ello, el valor asignado a la comodidad es de 20 puntos.
- **Mantenimiento:** El mantenimiento será realizado por el usuario o por una persona a fin a él. Debido a que este consta en un reemplazo simple, se considera que el valor asociado es de 5 puntos.
- **Peso:** El dispositivo debe tener un bajo peso, debido a que este será vestido por el usuario en las manos. Dentro de este criterio de evaluación, se considera la ligereza del dispositivo, así como las dimensiones del actuador. Al reducir el tamaño del actuador, el peso asociado al dispositivo será menor. Por ello, el peso asociado a este criterio es de 25 puntos.

N°	Criterios de Evaluación	Peso	Valores		
			Alto	Medio	Bajo
1	Función	30	5	3	1
2	Fabricación	10	5	3	1
3	Montaje	10	5	3	1
4	Comodidad	20	5	3	1
5	Mantenimiento	5	1	3	5
6	Peso	25	1	3	5

**Tabla 2.5.** Criterios de evaluación con los pesos y valores de satisfacción asignados en cada criterio  
Fuente: Elaboración Propia

Como se muestra en la **Tabla 2.5**, se asocian valores para evaluar el nivel de satisfacción de cada criterio. Donde el valor de 1 representa un nivel bajo de satisfacción y el valor 5 representa un nivel alto de satisfacción. A continuación, se explica la asignación de los valores de satisfacción.

- **Función:** Este criterio considera la capacidad del dispositivo para obtener el movimiento deseado. De este modo, se le asignó un valor alto (5) a los conceptos que permitan un desplazamiento de 8-10 mm, medio (3) a los que produzcan un desplazamiento de 6-8 mm y bajo (1) a un rango menor a 6 mm.
- **Fabricación:** Este criterio considera la facilidad de fabricación del dispositivo teniendo en cuenta principalmente a los actuadores y los soportes respectivos. Se asignó el valor de 5 a un nivel de complejidad bajo, un valor de 3 a un nivel de complejidad medio y un valor de 1 a un nivel de complejidad alto.
- **Montaje:** Este criterio se refiere a la capacidad de que el dispositivo sea vestido por la persona invidente. Por ello se considera la cantidad de piezas que emplea el dispositivo, sin considerar los componentes electrónicos. En este caso el valor de 5 se asigna a un dispositivo con 10 o menos piezas, el valor de 3 se asigna a un dispositivo que posee entre 10 y 15 piezas y el valor de 1 se asigna a un dispositivo que posee más de 15 piezas.
- **Comodidad:** Dentro de este criterio se considera la ergonomía del dispositivo, tomando en cuenta si este obstruye el movimiento natural de

las manos. El valor de 5 se asigna a una comodidad alta u óptima, el valor de 3 a una comodidad regular y el valor de 1 a una comodidad escasa.

- **Mantenimiento:** El mantenimiento se considera sencillo si es realizable por cualquier persona a fin al usuario. Debido a la naturaleza del dispositivo se considera un valor de 5 para dispositivos con bajo nivel de mantenimiento, un valor de 3 para dispositivos con nivel medio de mantenimiento y un valor de 1 para un nivel alto de mantenimiento.
- **Peso:** El peso es un criterio importante para que el dispositivo pueda ser utilizado sin dificultar el movimiento natural de la mano. Para este criterio se considera el tamaño del actuador y su respectivo soporte. Se asocia el puntaje de 5 al dispositivo con un tamaño menor a 50 x 50 mm<sup>2</sup>, el puntaje de 3 se asocia a un tamaño entre 50 x 50 y 60 x 60 mm<sup>2</sup>, mientras que el puntaje de 1 se asocia a un tamaño entre 60 x 60 y 70 x 70 mm<sup>2</sup>.

Los proyectos preliminares son evaluados cuantitativamente mediante la **Tabla 2.6**. En esta tabla se asigna un valor a cada criterio en cada proyecto preliminar según lo establecido anteriormente y este valor es multiplicado por el peso de cada criterio evaluado para obtener un puntaje. Se determina el puntaje total de cada proyecto en función de los pesos y valores asignados. A partir de ello, el proyecto preliminar con mayor puntaje es seleccionado como el proyecto óptimo. Los proyectos preliminares se encuentran explicados a detalle en el Anexo 1.

Variantes de proyectos			Proyecto Preliminar 1		Proyecto Preliminar 2		Proyecto Preliminar 3	
Nº	Criterios de Evaluación	Peso	Valor	Puntaje	Valor	Puntaje	Valor	Puntaje
1	Función	30	5	1.5	3	0.9	3	0.9
2	Fabricación	10	3	0.3	5	0.5	3	0.3
3	Montaje	10	5	0.5	3	0.3	3	0.3
4	Comodidad	20	5	1.0	3	0.6	3	0.6
5	Mantenimiento	5	5	0.25	5	0.25	5	0.25
6	Peso	25	5	1.25	3	0.75	3	0.75
<b>Total</b>		100		4.8		3.6		3.4

**Tabla 2.6.** Criterios de diseño con pesos y valores de satisfacción  
Fuente: Elaboración propia

Como se mencionó anteriormente, la **Tabla 2.6**, se muestran los valores asignados a cada proyecto preliminar. El proyecto óptimo es el proyecto preliminar 1 debido a que posee un puntaje ponderado de 4.8, mientras que el segundo proyecto con mayor puntaje es el proyecto preliminar 2, con un puntaje ponderado de 3.6. Cabe resaltar que los criterios más determinantes fueron los de función, comodidad y peso.

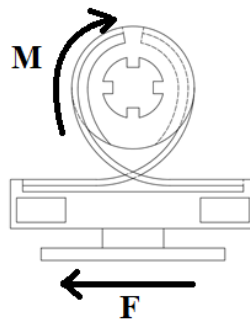
### 2.3. Diseño del actuador

Con el proyecto óptimo determinado, se procederá a realizar el diseño del actuador. Para ello se considera la geometría de este, la forma de accionamiento y el material del cual estará compuesto el actuador. Para su modelamiento se empleará software CAD (Inventor), de modo que se pueda obtener un modelo 3D de la pieza para luego ser analizado mediante la simulación por el método de elementos finitos.

#### 2.3.1. Accionamiento del actuador

El movimiento esperado del actuador es de forma lineal. Esto quiere decir que la zona en contacto con la piel se mueve en un eje específico. Para ello se emplea un mecanismo flexible con una guía de movimiento en la parte inferior del mecanismo. De este modo el movimiento se ve restringido a un grado de libertad.

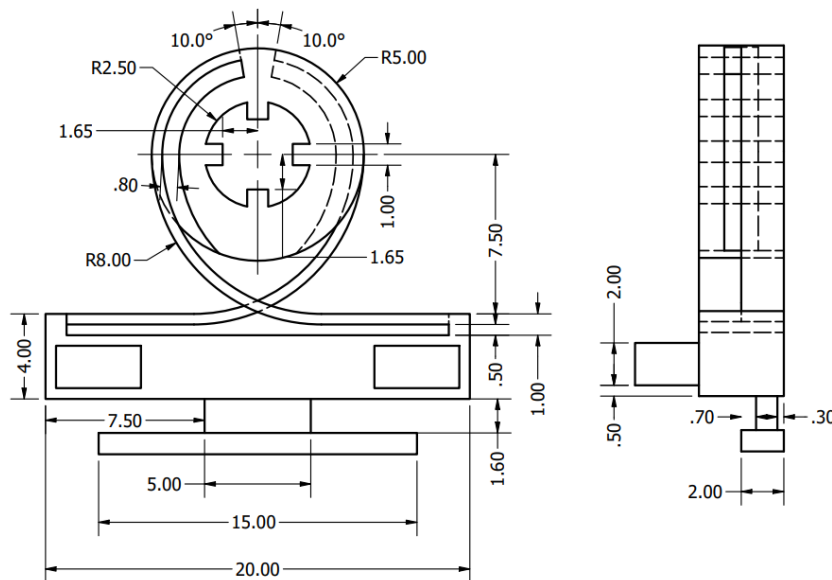
Para lograr este movimiento, se emplea un motor DC, es decir un movimiento rotacional, el cual se encuentra conectado a la parte circular del mecanismo. A través de los listones que unen el bloque rectangular con el circular, se transforma el movimiento circular del motor a un movimiento lineal del bloque, como se observa en la **Figura 2.4**.



**Figura 2.4.** Accionamiento del mecanismo flexible mediante un momento producido por un motor  
Fuente: Elaboración propia

### 2.3.2. Definición de la geometría del actuador

La geometría del actuador seleccionado se inspiró en un mecanismo de piñón y cremallera. Como se muestra en la **Figura 2.5**, el actuador consta de 5 partes. La primera parte, es el componente circular, el cual se asemeja al piñón en un mecanismo articulado. La segunda parte es el componente rectangular que asemeja a la cremallera, la tercera parte son los listones que unen ambas partes. La cuarta parte es el componente inferior al componente rectangular, este actuará como una guía de movimiento. La quinta y última parte son los componentes rectangulares sobre la segunda parte, estos serán el contacto con la piel de la persona invidente.



**Figura 2.5.** Vista frontal y lateral del actuador háptico  
Fuente: Elaboración propia

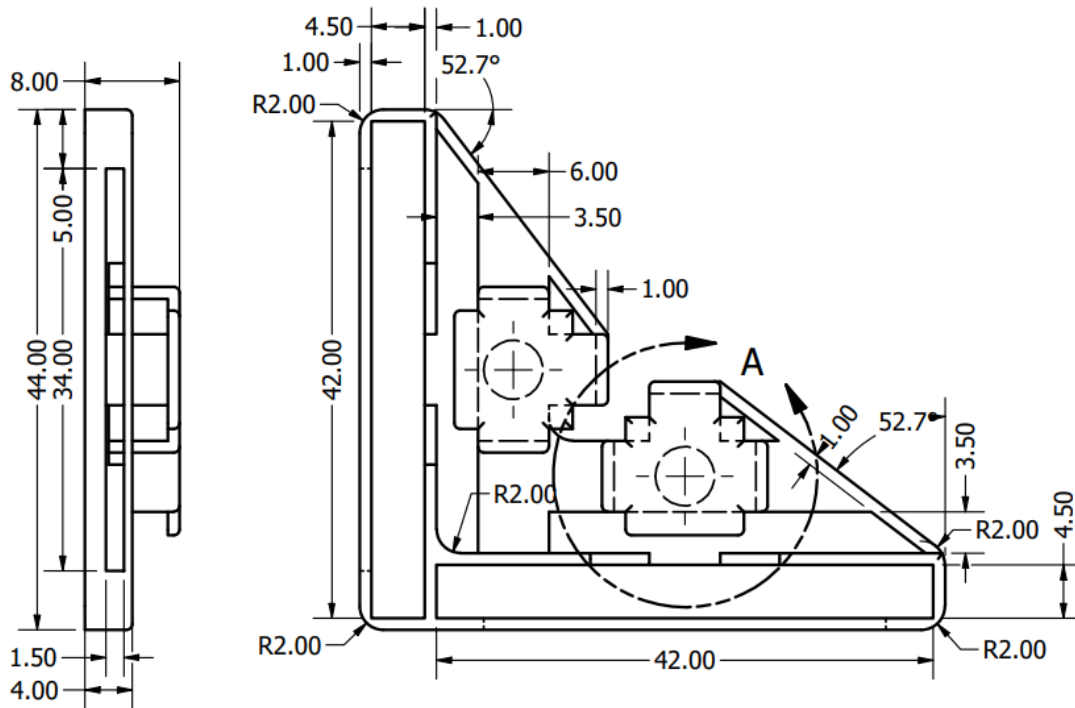
El material seleccionado para la estructura fue el FilaFlex debido a que presenta una alta deformación lo cual favorece al movimiento del mecanismo flexible. Por otro lado, este material puede ser utilizado en la impresión 3D, lo cual favorece la fabricación de este.

### 2.3.3. Definición de la geometría del soporte del actuador

El soporte del actuador presenta 2 objetivos principales. El primero es proveer una guía para restringir los grados de libertad del actuador y el segundo es proveer una estructura rígida donde el mecanismo flexible pueda incorporarse. Además de estos, se

incluyen estructuras dentro de este soporte para evitar que el usuario perciba más de un estímulo háptico. Por ello, la posición donde se ubica la parte circular del mecanismo se encuentra encapsulada, de este modo, el movimiento circular no es percibido por el usuario.

Como se muestra en la **Figura 2.6**, el soporte del actuador posee dimensiones de 44 x 49.50 mm<sup>2</sup>. Las cuales se encuentran por debajo de los parámetros de diseño planteados en la **Tabla 2.1**. Por otro lado, como se mencionó anteriormente, se incorporan estructuras para limitar la cantidad de estímulos hápticos sobre la piel. Siendo el movimiento lineal el único que debe ser percibido.



**Figura 2.6.** Vista frontal y lateral del soporte del actuador  
Fuente: Elaboración propia

El material empleado para el soporte del mecanismo es el PLA. Se opta por este material debido a que aporta mayor rigidez a la estructura. Al igual que con el FilaFlex, este material puede emplearse para la impresión 3D, por lo que la fabricación del soporte resulta sencilla.

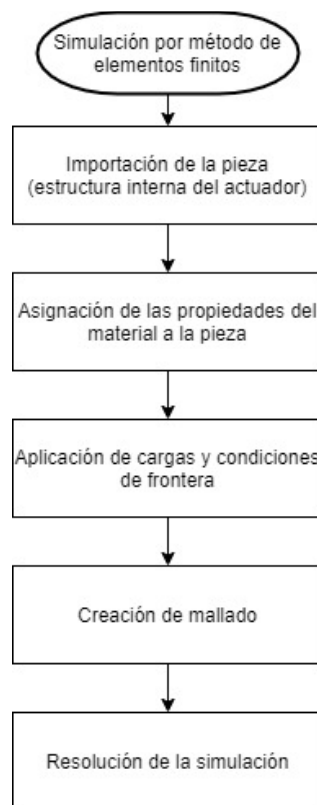


## 2.4. Simulación por método de elementos finitos

Se realizará una simulación por el método de elementos finitos de la deformación de la estructura del actuador. Para esta simulación se tomará en cuenta la geometría del actuador, así como las propiedades del material. Con la simulación se podrá determinar si la geometría definida es capaz de cumplir con los requerimientos especificados. Para ello se recurre a los valores establecidos en la **Tabla 2.1**, donde uno de los parámetros de diseño es el desplazamiento lineal de 10 mm.

Se considera que este desplazamiento lineal de 10 mm se obtiene a partir de la aplicación de un momento en la sección circular del mecanismo. Este momento provocará a su vez una deformación en los listones provocando un desplazamiento en la barra.

La simulación se realizará en el software Abaqus. Para realizar la simulación por el método de elementos finitos se deberá seleccionar el modelo matemático que mejor se ajuste a la deformación del material. La **Figura 2.7**, muestra los pasos a seguir para la realización de la simulación por método de elementos finitos.



**Figura 2.7.** Diagrama de flujo de simulación por método de elementos finitos  
Fuente: Elaboración propia

Para este caso de estudio, las geometrías de las estructuras son importadas en formato step “.stp” al software. Posteriormente, se le asignan las propiedades mecánicas del material correspondiente a cada estructura. Como se definió anteriormente, el material empleado para el actuador (mecanismo flexible) es el FilaFlex. Este material posee un comportamiento hiperelástico, el cual fue caracterizado en [49] empleando una prueba de tensión. A partir de los resultados obtenidos por Wu [49], se emplea el modelo matemático de Mooney-Rivlin, mostrado a continuación.

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) \quad (2.1)$$

En la ecuación 2.1, los coeficientes  $C_{10}$ ,  $C_{01}$  y  $C_{11}$  son parámetros definidos por el material, en este caso FilaFlex. Para este material los coeficientes obtenidos fueron los siguientes:  $C_{10} = 1.5941 \text{ MPa}$ ,  $C_{01} = 0.4393 \text{ MPa}$  y  $C_{11} = -0.0044 \text{ MPa}$ .

Una vez definido el material del actuador, se procede a definir las condiciones de frontera y las cargas. Para este caso, se restringe el bloque rectangular del mecanismo para evitar que pueda realizar movimientos fuera del eje definido (1 grado de libertad). De la misma manera, se restringe el bloque circular para que solo pueda rotar sobre su eje. Con ello se procede a aplicar las cargas sobre la estructura. Se aplica un momento sobre la pared interna del bloque circular.

Una vez definidas las condiciones de frontera y las cargas, se procede a realizar el mallado. Para ello se emplea un mallado basado en elementos tetraédricos, debido a que este tipo de mallado ha sido empleado en investigaciones anteriores con materiales blandos [50]. Con el mallado finalizado, se procede a la resolución de la simulación.

## 2.5. Fabricación

En la presente sección, se considera la fabricación del mecanismo flexible, como el soporte de este. La técnica empleada para la fabricación de ambas partes fue la impresión 3D, debido a su accesibilidad y prototipado rápido. Se empleó la impresora Prusa MK3S.

En el caso del mecanismo flexible se opta por el FilaFlex como material de fabricación. Este material es un elastómero termoplástico, esto contribuye a su elasticidad, una propiedad fundamental para el funcionamiento del mecanismo.

Adicionalmente a su elasticidad, se considera idóneo ya que este material puede ser empleado en la impresión 3D.

Para la impresión del soporte del mecanismo flexible se emplea PLA (ácido poliláctico). Este material presenta una mayor rigidez en comparación con el FilaFlex. Esta característica resulta importante para evitar que el soporte se deforme al aplicar cargas sobre el mecanismo flexible. Este tipo de material también puede ser utilizado en la impresión 3D.

Adicionalmente, a la fabricación de las partes mecánicas diseñadas, se considera el ensamblado del dispositivo total considerando los componentes electrónicos. Los cuales son el microcontrolador, la fuente de energía, los motores DC, cables y puente H.

### **2.5.1. Actuador**

Para la fabricación del mecanismo flexible se utilizó FilaFlex, debido a la elasticidad presentada por el material. Esta propiedad resulta importante en el funcionamiento de los mecanismos flexibles. Como se explicó en la sección 2.3.2., el mecanismo flexible consta de diversas partes, pero todas estas componen un solo cuerpo. El cual es capaz de transformar el movimiento rotacional en un movimiento lineal a partir de la flexión de las uniones.

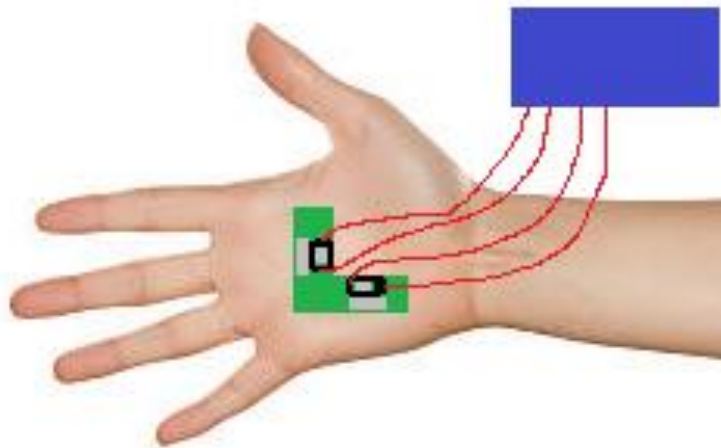
Para la fabricación del soporte se empleó PLA, debido a que presenta mayor rigidez que el FilaFlex. Esta rigidez previene que el soporte se deforme con las cargas aplicadas en el mecanismo flexible o por las cargas provenientes del contacto con el usuario. El soporte presenta guías para restringir el movimiento del mecanismo flexible, así como, estructuras que evitan que el usuario pueda percibir más de un tipo de estímulo háptico. Adicionalmente a esto, se realizaron redondeos a los bordes del soporte para mejorar la comodidad del usuario.

### **2.5.2. Sistema**

Una vez obtenido el actuador (mecanismo flexible y soporte), se procederá a realizar el ensamblado del sistema. Para el ensamblado se consideran tanto los componentes mecánicos como los electrónicos.

Como se definió en la matriz morfológica, se empleará un Arduino uno como el controlador. La fuente de movimiento serán motores DC, lo cuales serán controlados empleando un puente H, para lograr la inversión del sentido de giro, y potenciómetros para controlar la velocidad de giro. Los motores DC, a su vez, proveerán el momento a los mecanismos flexibles para lograr el movimiento deseado.

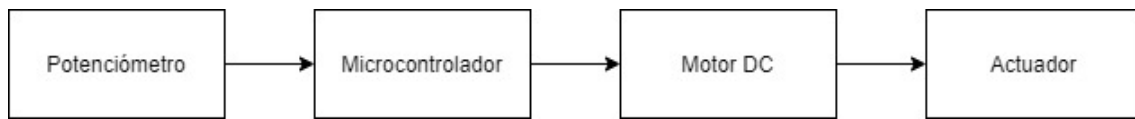
En la **Figura 2.8**, se muestra la configuración del sistema en el lugar de aplicación propuesto (palma de la mano). Es posible observar que el soporte (verde), los mecanismos (gris) y los motores DC (negro) son las únicas piezas que se encuentran en la palma. Esto debido a que uno de los criterios de diseño es la comodidad del usuario, por lo cual se decidió disminuir la cantidad de piezas en esta zona. Los motores DC (negro) se unen a los mecanismos flexibles a través de un acople desde su eje, de esta manera se transmite el giro. El bloque azul representa a los componentes electrónicos restantes (microcontrolador, puente H, potenciómetros, etc.).



**Figura 2.8.** Configuración del sistema en la palma de la mano  
Fuente: Elaboración propia

El control del dispositivo se realiza mediante un lazo abierto, el cual se muestra en la **Figura 2.9**. La secuencia de control inicia con el potenciómetro. Dependiendo del sentido de giro del potenciómetro, se determina el sentido de giro del motor DC asociado, así como la velocidad de giro del mismo. Esta señal es enviada al microcontrolador, que a su vez envía la señal hacia el motor DC, iniciado su movimiento. Una vez que el motor DC inicia el movimiento, el actuador es accionado por medio de un acople entre el eje del motor DC y el eje de rotación del mecanismo flexible. Cabe resaltar que el dispositivo posee 2 mecanismos flexibles, por lo que se

emplean 2 motores DC y 2 potenciómetros para determinar la dirección del movimiento y velocidad de cada mecanismo flexible.



**Figura 2.9.** Lazo abierto de control del dispositivo háptico  
Fuente: Elaboración propia

## 2.6. Pruebas experimentales

Para validar el funcionamiento del dispositivo háptico, se procederá a realizar dos tipos de pruebas experimentales. La primera será una caracterización del mecanismo y la segunda será una prueba con un grupo de control, conformado por personas sanas.

### 2.6.1. Caracterización

Para realizar la caracterización del dispositivo se tomarán en consideración 2 parámetros. El desplazamiento y la velocidad del mecanismo flexible. Para realizar la caracterización se empleará la configuración del sistema completo, sin el guante. El soporte y los mecanismos flexibles se colocarán de forma vertical. De esta manera, se evita que tanto el mecanismo flexible como los ejes de transmisión de fuerza presenten un rozamiento adicional por alguna superficie en contacto.

Para realizar la caracterización se grabará el movimiento realizado por el mecanismo flexible utilizando una cámara GoPro Hero7. Así, se podrá determinar el movimiento total realizado por el mecanismo flexible para la velocidad seleccionada. Los videos obtenidos serán procesados mediante el software Kinovea. El cual permite hacer un procesamiento sobre las imágenes en movimiento. Esta facultad facilita la obtención de la información y agiliza el procesamiento de los datos. Con este procesamiento se obtendrán los valores de desplazamiento y velocidad lineal del bloque cuyo movimiento se realiza de manera lineal.

La velocidad del eje del motor DC será controlada mediante el uso del potenciómetro. El valor de la velocidad será calculado a partir del valor obtenido por el

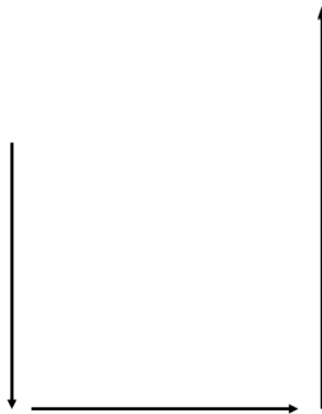
microcontrolador. Este valor será comparado con la velocidad obtenida a partir del procesamiento realizado en el software Kinovea.

Con la caracterización se podrán obtener curvas de desplazamiento con respecto a la velocidad de rotación y velocidad lineal con respecto a la velocidad de rotación. Así como, los valores de desplazamiento y velocidad máximos.

### 2.6.2. Validación

Una vez caracterizado el dispositivo, se procederá a realizar pruebas con un grupo control. Un grupo control es un grupo de personas sanas, en este caso sin deficiencia visual severa (ceguera). Este grupo constará de 10 personas.

Para realizar esta prueba, los usuarios usarán audífonos con ruido blanco para evitar que reciban estímulos sonoros del ambiente. Por otro lado, la palma de la mano del participante se colocará sobre el dispositivo, impidiendo que el participante vea la dirección y sentido del movimiento. Se empleará un patrón definido para cada participante. El participante, al recibir los estímulos direccionales en la palma de la mano no dominante, dibujará el patrón en una hoja de papel con su mano dominante. De esta manera se podrá determinar si el dispositivo cumple con brindar estímulos direccionales y estos pueden ser discriminados por una persona. El patrón constará de 3 movimientos (ver **Figura 2.10**). Siendo el tercer movimiento más prolongado que los 2 anteriores. De esta manera se probará si el participante es capaz de determinar la longitud del estímulo táctil.



**Figura 2.10.** Patrón de movimiento propuesto  
Fuente: Elaboración propia

Al finalizar la prueba, se procederá a realizar una encuesta con respecto a la dificultad de la discriminación de los estímulos. Esta encuesta, además de contar con las preguntas sobre los estímulos realizados, también contará con preguntas acerca de la comodidad que siente el usuario al utilizar el dispositivo. Estos resultados serán cuantificados a través de una escala de Likert, con valores del 1 al 5. La encuesta post-ensayo se muestra en el Anexo 2. Esta encuesta consta de 8 preguntas. Donde 4 preguntas se relacionan al funcionamiento del dispositivo, 2 de ellas se relacionan a los estímulos externos a la prueba y 2 a la comodidad del dispositivo.

Con los resultados obtenidos a partir de la validación se podrá determinar si el dispositivo háptico diseñado cumple con el movimiento y tipo de estímulo deseado. Además de determinar la funcionalidad del mismo.

## CAPÍTULO III

### RESULTADOS

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos a partir del diseño conceptual del dispositivo háptico. Además de los resultados de la simulación por método de elementos finitos y los resultados experimentales, tanto de la caracterización como de la validación con personas sanas y no invidentes.

#### 3.1. Diseño conceptual

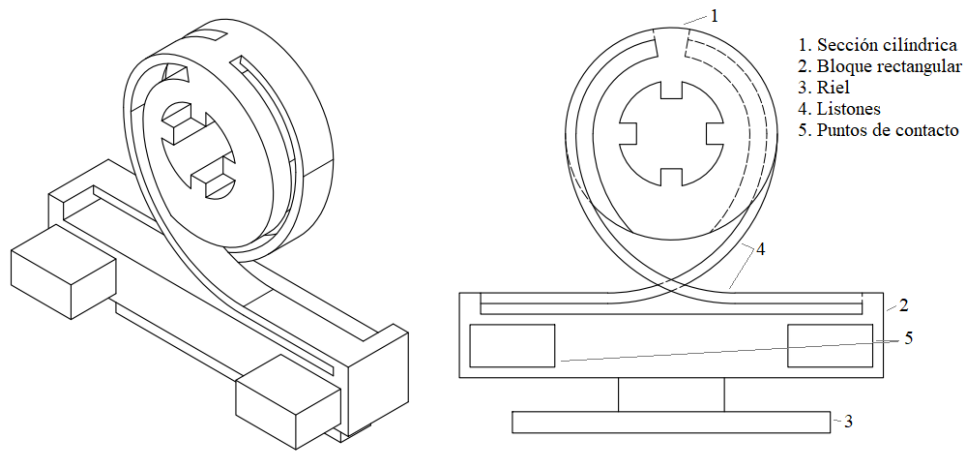
En el capítulo anterior se detalla la metodología de diseño aplicada para el desarrollo del dispositivo háptico. A partir de la evaluación de los proyectos preliminares, se obtuvo que la mejor opción fue el proyecto preliminar 1 (ver Anexo 1).

Para obtener el diseño mostrado a continuación, se empleó el software CAD, Inventor. Mediante este software se dibujaron las partes correspondientes y se realizaron los ajustes necesarios para llegar al diseño final. Dada la naturaleza de los mecanismos flexibles, el diseño se desarrolló en una sola pieza. De la misma manera, el soporte se desarrolló en una sola pieza para aportar mayor rigidez al dispositivo.

El mecanismo flexible consta de 5 partes (ver **Figura 3.1**). La primera es la sección cilíndrica, donde se ubica el eje para la transmisión de fuerza desde el motor hacia el mecanismo. Por otro lado, la sección cilíndrica solo puede rotar sobre su eje, se restringieron los grados de libertad de movimiento por medio del soporte. La segunda parte es la sección rectangular, la cual desarrolla un movimiento lineal. Este movimiento se restringe a partir de un riel ubicado en la sección inferior del bloque. La tercera parte es el riel ubicado en la sección inferior del bloque rectangular. Como se mencionó anteriormente, esta parte cumple la función de restringir el movimiento final del mecanismo flexible a un movimiento lineal en un solo eje. Esta sección se acopla al soporte mediante una apertura (en el soporte), para lograr su función. La cuarta parte del mecanismo flexible son los listones que unen la sección cilíndrica con el bloque rectangular. Estos listones se deflectan para convertir el movimiento rotacional aplicado

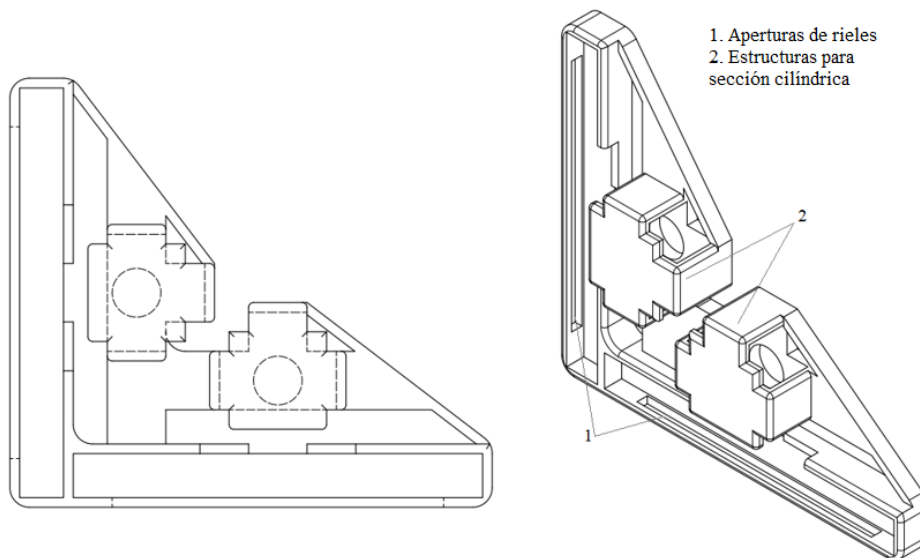


en la sección cilíndrica a un movimiento lineal en la sección rectangular. La quinta y última parte del mecanismo son los bloques ubicados sobre el bloque rectangular. Estas protuberancias son los puntos de contacto entre el mecanismo y la piel del usuario.



**Figura 3.1.** Partes del mecanismo flexible. Vista ortogonal (izquierda) y Vista frontal (derecha).  
Fuente: Elaboración propia.

Debido a que se desea que el usuario pueda percibir estímulos direccionales para los cuatro puntos cardinales (norte, sur, este y oeste), se optó por incluir 2 mecanismos flexibles en el dispositivo. De este modo cada mecanismo es capaz de realizar estímulos direccionales en un eje, ya sea norte-sur o este-oeste. Por esta razón el soporte desarrollado incluye 2 mecanismos flexibles.



**Figura 3.2.** Soporte del mecanismo flexible. Vista frontal (izquierda) y Vista ortogonal (derecha)  
Fuente: Elaboración propia.

Es posible observar en la **Figura 3.2**, en la vista ortogonal, que el soporte posee aperturas en 2 paredes (1 en la **Figura 3.2**), la pared horizontal y vertical. En estas ranuras ingresan los rieles de los mecanismos flexibles. Con ello, es posible restringir el movimiento del mecanismo, de modo que solo posee 1 grado de libertad (a lo largo del eje designado).

Otro punto a tomar en consideración con respecto al diseño del soporte son las estructuras que cubren la sección cilíndrica (2 en la **Figura 3.2**). Estas se incluyeron para evitar que el usuario percibiera más de un estímulo táctil. Debido a que el mecanismo es accionado por un movimiento rotacional, la sección cilíndrica realiza el mismo movimiento, por lo cual, se optó por cubrir la superficie superior de esta sección para evitar que el usuario perciba otros estímulos táctiles diferentes a los direccionales.

### **3.2. Simulación por método de elementos finitos**

Se utilizó el método de elementos finitos para realizar un análisis del funcionamiento del mecanismo flexible propuesto. Para esto se empleó el software Abaqus.

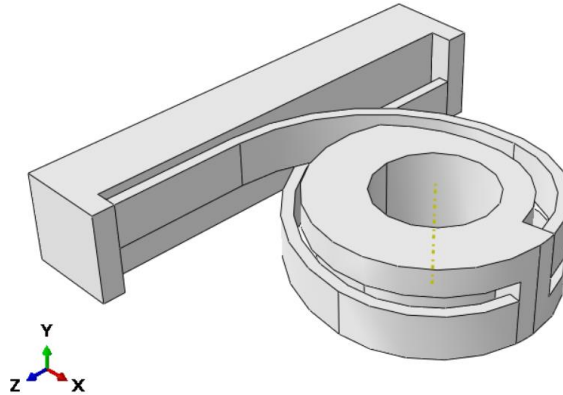
#### **3.2.1. Simulación del movimiento a partir de un momento aplicado**

Para realizar la simulación se dividió el mecanismo flexible en 3 bloques. El primero es la sección cilíndrica, el segundo el bloque rectangular y el tercero son los listones que conectan ambos bloques. Por otro lado, se asignó el material a cada parte del mecanismo. El material es el mismo para todas las secciones.

Luego se realizó el ensamble en el software Abaqus. Se aplicaron restricciones de posición para que todas las partes concuerden. En la **Figura 3.3**, se muestra el ensamble y la referencia de los ejes coordenados empleados. A continuación, se realizó el mallado de la pieza completa. Se empleó una malla tetraédrica como se explicó en el capítulo anterior.

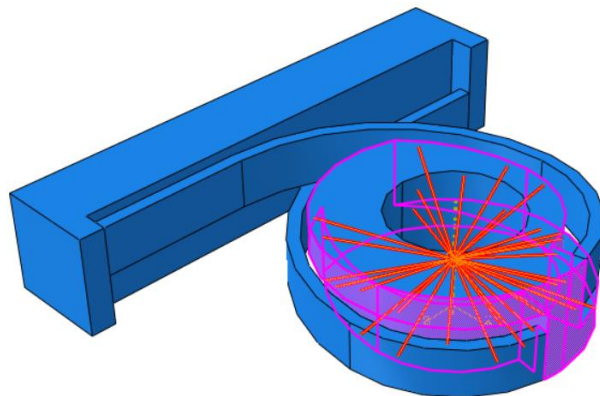
Con el ensamble finalizado, se procedió a colocar las condiciones de frontera. En este caso se aplicaron 2 condiciones de frontera. La primera condición de frontera se colocó en la sección cilíndrica, con ella se restringe el movimiento de esta sección y

solo se permite su rotación en el eje Y (UR2 en el software). La segunda condición de frontera se aplica sobre el bloque rectangular. Al igual que con la primera condición de frontera, se restringe el movimiento a un solo grado de libertad, en este caso el eje Z (U3 en el software).



**Figura 3.3.** Ensamble del mecanismo flexible  
Fuente: Elaboración propia

Con las condiciones de frontera definidas, se procedió a aplicar la carga sobre el sólido. Para ello se aplica un momento sobre la superficie externa de la sección cilíndrica. Para ello se aplicó una restricción de tipo acoplamiento. Se designó un punto en el centro de la sección cilíndrica y se realizó la restricción con la superficie externa de la sección (superficie de color morado), como se puede observar en la **Figura 3.4**. Con dicha restricción es posible aplicar la carga (momento puntual) sobre toda la superficie.



**Figura 3.4.** Restricción de tipo acoplamiento. La superficie de color morado son las secciones que se restringen a partir del punto central (color anaranjado). Las líneas de color rojo indican los puntos en cada superficie para realizar el acoplamiento con el punto central.  
Fuente: Elaboración propia

Con todas estas etapas finalizadas se procedió a realizar la simulación y los resultados preliminares obtenidos se muestran a continuación. En la **Figura 3.5**, se muestra el mecanismo flexible deformado luego de que el momento fue aplicado sobre la superficie interna de la sección cilíndrica. El momento fue aplicado en sentido antihorario.



**Figura 3.5.** Mecanismo flexible deformado con un momento aplicado. Mecanismo flexible previo a la deformación (izquierda) y mecanismo deformado (derecha). La barra rectangular se traslada hacia la derecha al aplicar el momento antihorario.

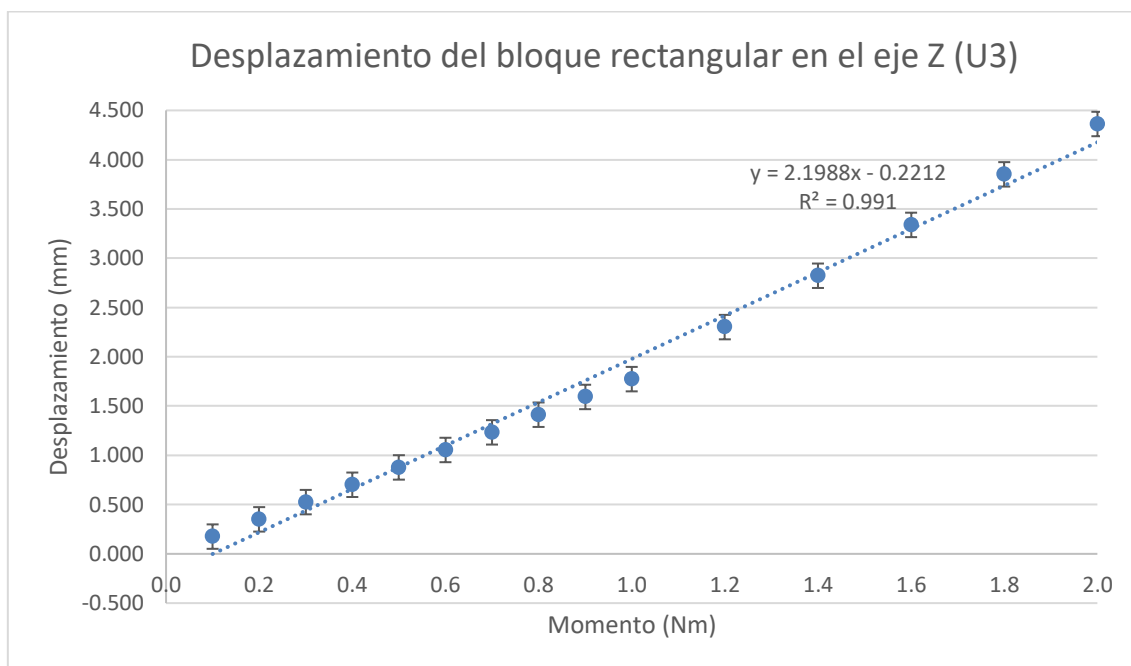
Fuente: Elaboración propia

A continuación, se muestran los resultados obtenidos empleando un mallado con un tamaño global de 1.0. En este caso se modificó el valor del momento aplicado para determinar el ángulo de rotación de la sección cilíndrica, así como el desplazamiento lineal del bloque rectangular. En la **Tabla 3.1**, se muestran los valores obtenidos de la simulación.

Momento (Nm)	Desplazamiento lineal (mm)	Ángulo de rotación (rad)	Ángulo de rotación (°)
0.1	0.175	0.046	2.636
0.2	0.350	0.092	5.271
0.3	0.525	0.137	7.850
0.4	0.701	0.183	10.485
0.5	0.877	0.229	13.121
0.6	1.054	0.275	15.756
0.7	1.233	0.321	18.392
0.8	1.412	0.366	20.970
0.9	1.592	0.412	23.606
1.0	1.773	0.457	26.184
1.2	2.301	0.548	31.398
1.4	2.822	0.638	36.555
1.6	3.338	0.727	41.654
1.8	3.851	0.816	46.753
2.0	4.362	0.906	51.910

**Tabla 3.1.** Valores obtenidos a partir de la simulación computacional

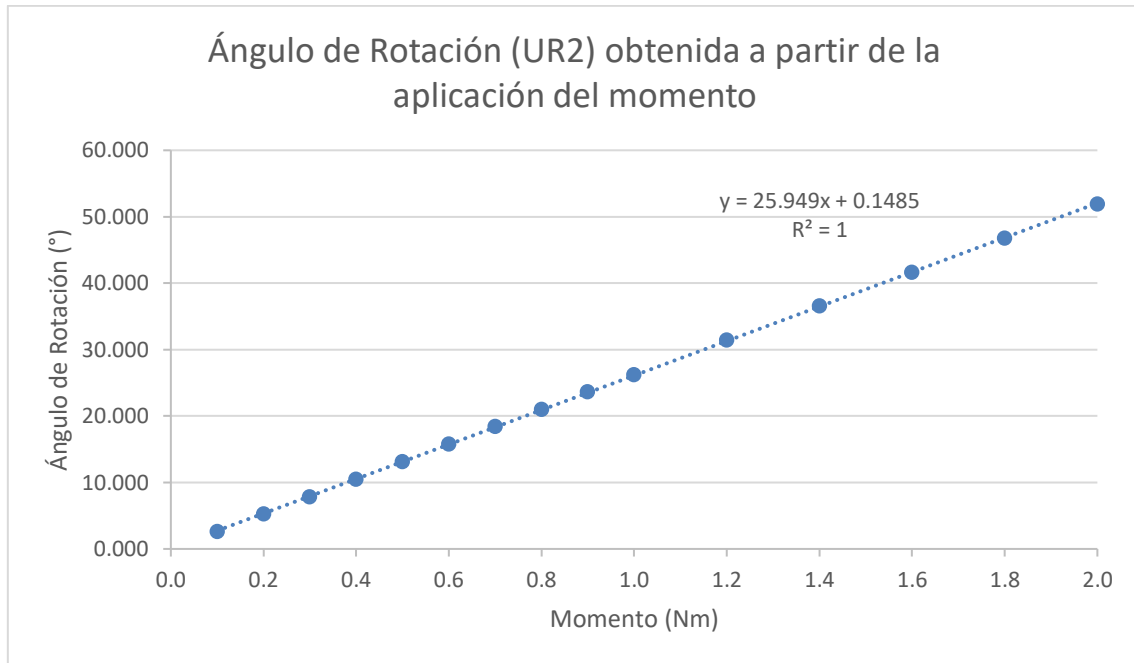
Fuente: Elaboración propia



**Figura 3.6.** Gráfica Desplazamiento en U3 vs Momento aplicado  
Fuente: Elaboración propia

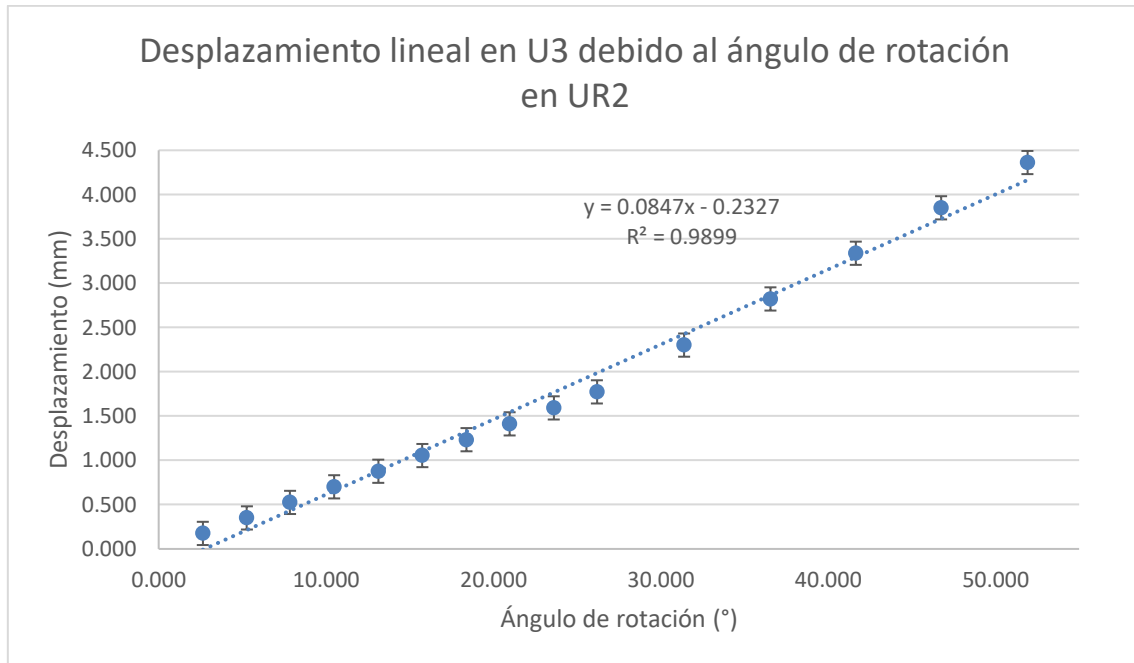
En la **Figura 3.6**, se muestra la gráfica de Desplazamiento en el eje Z (U3) del bloque rectangular al aplicar un momento sobre la superficie interna de la sección cilíndrica. Es posible notar que, a mayor momento aplicado, el desplazamiento en el eje Z es mayor. La línea de tendencia aplicada es de carácter lineal, lo cual muestra que la cantidad de desplazamiento aumenta al aplicar pequeñas cantidades de momento. La desviación estándar entre los valores obtenidos de la simulación y la ecuación de la recta fue de 0.124 mm, un valor pequeño, lo cual al igual que el valor de  $R^2$ , muestra que la línea de tendencia escogida fue correcta.

Como se mencionó anteriormente, la pequeña variación en los valores de momento logra un aumento en el desplazamiento del bloque rectangular, lo cual permite seleccionar componentes que otorgan valores de torque pequeños, como los disponibles para la aplicación deseada (dispositivo wearable).



**Figura 3.7.** Gráfica Ángulo de rotación en UR2 vs Momento aplicado  
 Fuente: Elaboración propia

Como se aprecia en la **Figura 3.7**, la relación entre el ángulo de rotación obtenido en UR2 para la sección cilíndrica y el momento aplicado es de carácter lineal. Esto quiere decir que estas dos variables son directamente proporcionales. Como se muestra en la gráfica, el valor de  $R^2$  asociado a la ecuación de la recta es de 1, lo cual indica un ajuste correcto con respecto a los valores obtenidos de la simulación. De la misma manera, al calcular la desviación estándar de los datos obtenidos de la simulación con los valores asociados a la ecuación de la recta se obtuvo, que la desviación estándar fue de 0.086, un valor pequeño que confirma el buen ajuste de la línea de tendencia.



**Figura 3.8.** Gráfica Desplazamiento lineal (U3) vs Ángulo de rotación (UR2)  
Fuente: Elaboración propia

Como se observa en la **Figura 3.8**, la línea de tendencia obtenida es de carácter lineal, al igual que la relación obtenida entre el desplazamiento lineal y el momento aplicado. Se calculó la desviación estándar entre los valores obtenidos a partir de la simulación y los valores obtenidos a partir de la ecuación de la recta. Esta obtuvo el valor de 0.131, siendo un valor pequeño. Este valor junto con el valor de  $R^2$ , confirman que el ajuste realizado de la línea de tendencia fue el correcto.

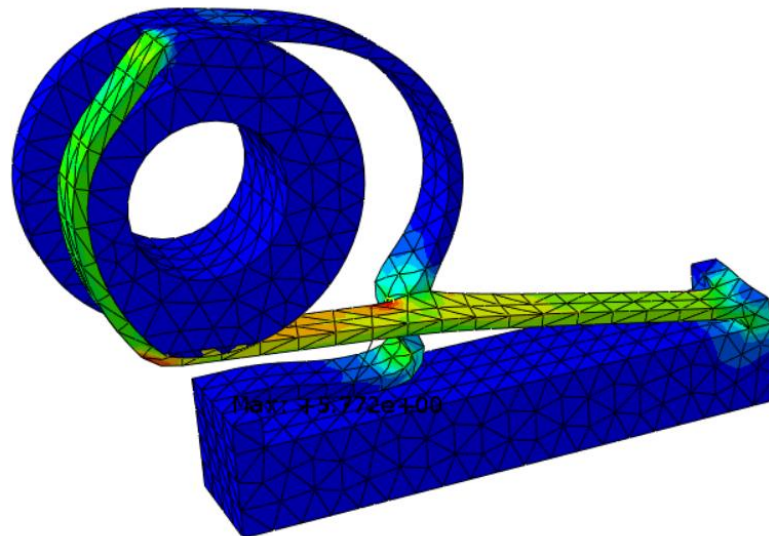
Esta relación posee principal relevancia ya que permite relacionar directamente el movimiento de salida (lineal) y el movimiento de entrada (rotación). A través de ella es posible modelar el comportamiento del mecanismo flexible, obteniendo un desplazamiento de 10 mm para un ángulo de rotación de 120.81°.

### 3.2.2. Simulación de la deformación a partir del movimiento lineal

Adicionalmente, a los resultados obtenidos anteriormente, se realizó otra simulación para determinar el esfuerzo máximo que debe soportar el mecanismo flexible. Para esta simulación, no se empleó un momento sobre la superficie cilíndrica, sino que se desplazó la barra rectangular en diferentes valores, desde 1 a 10 mm.

En esta simulación, el bloque rectangular es desplazado de manera lineal, mientras que el bloque cilíndrico se mantiene estático. Debido a que el bloque cilíndrico se mantiene estático, los listones, que unen ambas partes, están sometido a mayores esfuerzos. Cabe resaltar que si bien, esta simulación no es la más cercana al movimiento real del mecanismo flexible, se optó por realizarla debido a que esta muestra un escenario más crítico al que estará sometido en la práctica.

En la **Figura 3.9**, se muestra el mecanismo flexible cuando la barra rectangular ha sido desplazada 10 mm. Se observa que el miembro que une la barra rectangular con la sección cilíndrica se encuentra sometida a tensión. La ubicación del punto de esfuerzo máximo se ubica cercano al punto de rozamiento entre los listones, en el listón que se encuentra en tensión. Este punto posee un esfuerzo de 5.772 MPa.

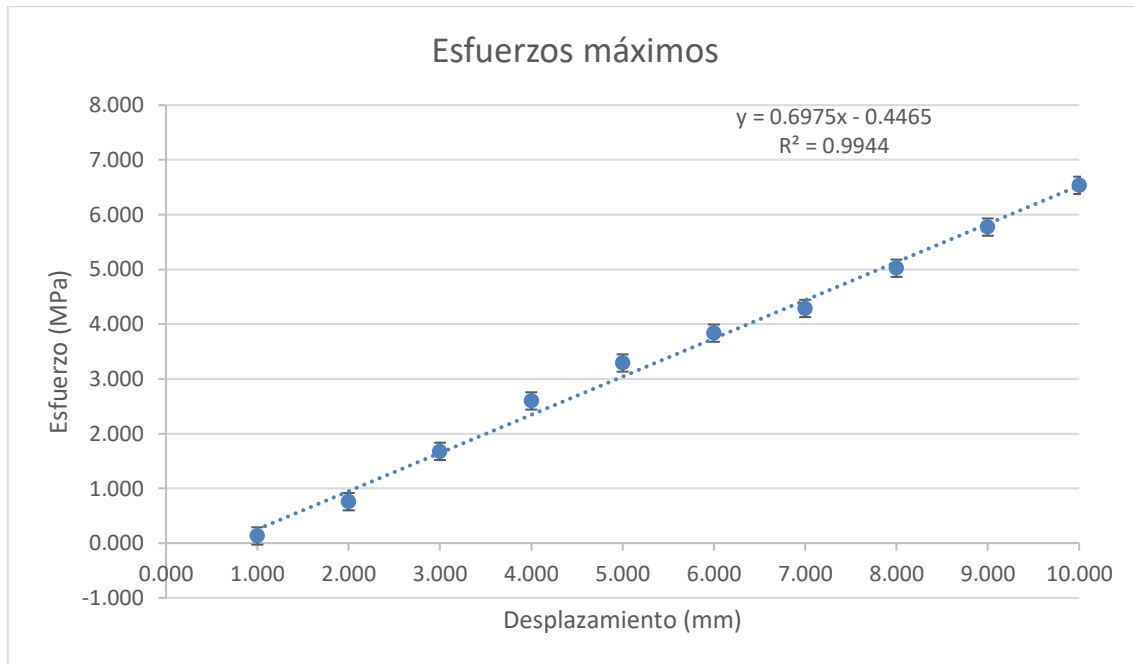


**Figura 3.9.** Ubicación del punto de esfuerzo máximo debido a la deformación.  
Fuente: Elaboración propia

Los valores de esfuerzo máximos obtenidos en el mecanismo flexible a partir de la variación del movimiento lineal se muestran en la **Figura 3.10**. Como se puede observar el comportamiento del esfuerzo máximo es proporcional al desplazamiento. El esfuerzo máximo obtenido a partir de la simulación es de 5.772 MPa. Este valor es mucho menor que el valor de la resistencia a la tracción promedio, 34.3 MPa. El valor de la resistencia a la tracción es aproximadamente 7 veces el valor del esfuerzo máximo obtenido en la simulación. Esto significa que las estructuras deformables del mecanismo flexible no se romperán debido a esfuerzos producidos debido a la traslación del bloque



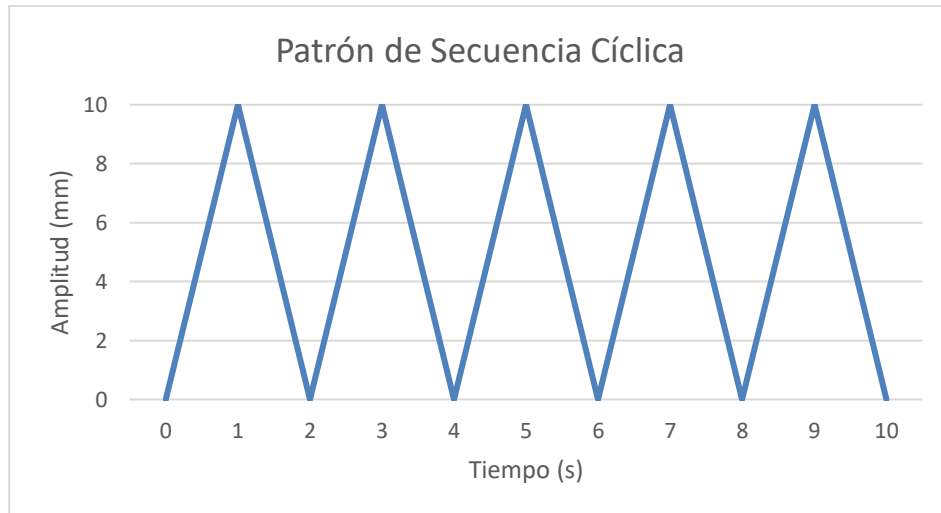
rectangular. Si no, que la falla del mecanismo ocurrirá por un proceso de fatiga, como lo indica la teoría.



**Figura 3.10.** Gráfica de Esfuerzos máximos obtenidos a partir del desplazamiento lineal  
Fuente: Elaboración propia

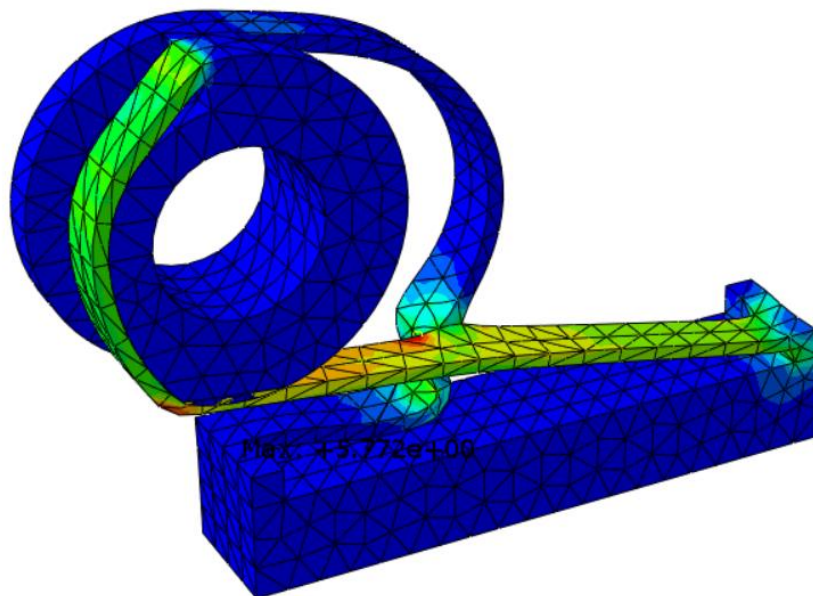
### 3.2.3. Simulación cíclica de la deformación a partir del movimiento lineal

La teoría correspondiente a los mecanismos flexibles indica que la causa predominante de falla de este tipo de mecanismos es por fatiga. Por ello se realizó una simulación cíclica de 500 ciclos para determinar el valor del esfuerzo máximo en la estructura debido a la fatiga. Al igual que en la **Sección 3.2.2.** se desplazó la barra rectangular desde el origen hasta la posición de 10 mm de forma cíclica. La **Figura 3.11** muestra el patrón empleado para la simulación. Para completar los 500 ciclos, se tomó un tiempo total de 999 segundos.



**Figura 3.11.** Gráfica del patrón de la secuencia cíclica empleada  
Fuente: Elaboración propia

En la **Figura 3.12** se muestra la ubicación del punto de esfuerzo máximo del mecanismo flexible luego de realizar el movimiento cíclico. El valor obtenido fue de 5.772 MPa. Este valor fue el mismo al obtenido durante la simulación de desplazamiento total. Lo cual muestra que el mecanismo es capaz de durar más de 500 ciclos previo a la falla del mismo.

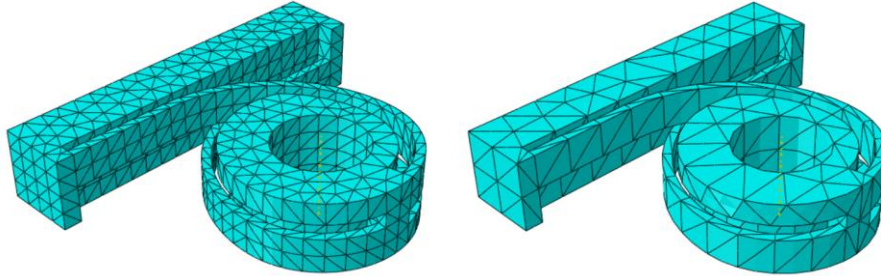


**Figura 3.12.** Ubicación del punto del esfuerzo máximo luego de 500 ciclos  
Fuente: Elaboración propia

### 3.2.4. Validación de la calidad de malla

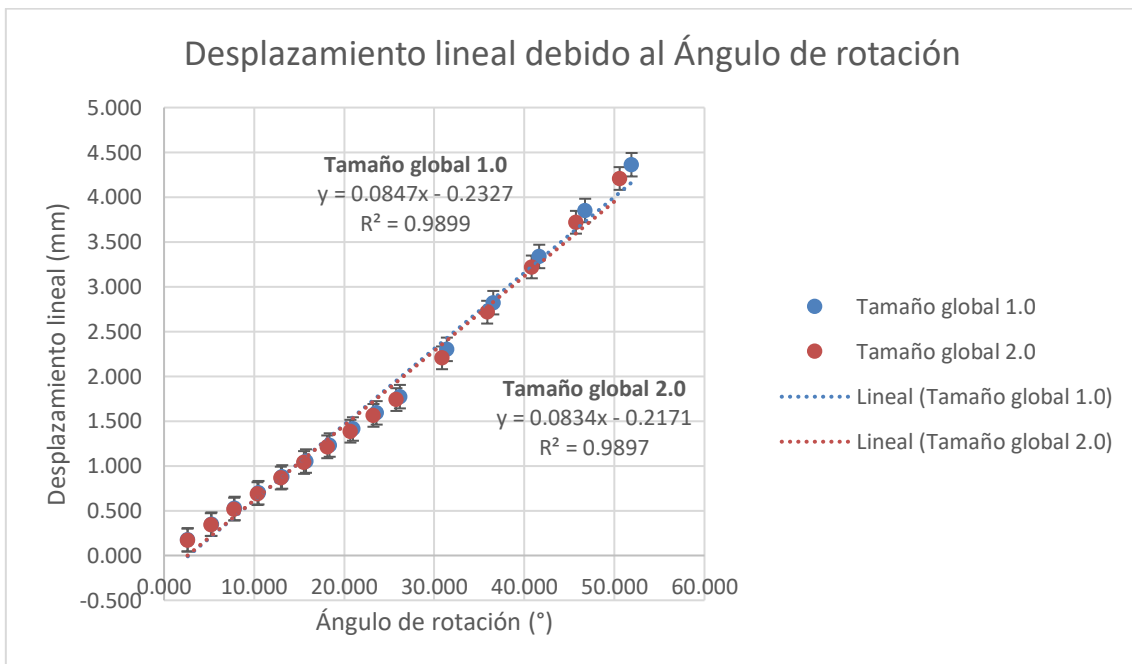
La calidad del mallado de la estructura del mecanismo flexible determina la validez de los resultados obtenidos a partir de la simulación. Por ello se realizó la

simulación con 2 calidades de malla. La primera de un tamaño global de 1.0 y la segunda con un tamaño global de 2.0. A continuación se muestra el mecanismo flexible con los distintos tamaños de malla (ver **Figura 3.13**).



**Figura 3.13.** Calidad de malla del mecanismo flexible. Se muestra el mecanismo flexible con el mallado con tamaño global de 1.0 (izquierda) y con tamaño global de 2.0 (derecha)  
Fuente: Elaboración propia

Como se observa en la **Figura 3.13**, los tamaños de malla varían de acuerdo al tamaño global empleado. Siendo el tamaño global de 1.0 el que presenta una malla conformada por estructuras tetraédricas de menores dimensiones. El menor tamaño de las estructuras tetraédricas mejora la deformación de las mismas al ser sometidas a cargas y condiciones de frontera. A continuación, se muestran los resultados obtenidos con ambas calidades de malla.



**Figura 3.14.** Gráfica comparativa del desplazamiento lineal y el ángulo de rotación. Se muestran los resultados para ambas calidades de malla.  
Fuente: Elaboración propia

Como se puede observar en la **Figura 3.14**, los resultados obtenidos para el desplazamiento lineal correspondiente a los ángulos de rotación de la sección cilíndrica para las dos calidades de malla son similares. Ambas presentan una tendencia ascendente con una ecuación de la recta lineal, con coeficientes cercanos. Debido a que estos resultados no presentan discrepancias mayores, sino que muestran resultados parecidos, es posible afirmar que los resultados obtenidos con la calidad de malla empleada fueron correctos.

### **3.3. Prototipado**

Dentro de esta sección se describe el prototipado y fabricación de los componentes mecánicos (mecanismo flexible y soporte de este) del dispositivo, además de la selección de los componentes electrónicos y su configuración.

#### **3.3.1. Componentes mecánicos**

El prototipado del mecanismo flexible y del soporte se desarrolló utilizando la impresora 3D Prusa MK3S, cuyo diámetro de boquilla es de 0.4 mm. Cada componente fue impreso con un material distinto. En el caso del mecanismo flexible con FilaFlex y el soporte con PLA. Para realizar la impresión se empleó el software PrusaSlicer.

Para la fabricación del mecanismo flexible, como se mencionó anteriormente, se empleó el material FilaFlex. Este material posee las siguientes propiedades: densidad promedio  $1.11 \text{ g/cm}^3$  y resistencia a la tracción promedio de 34.3 MPa [51]–[53]. Cuya temperatura de impresión oscila entre 200 a 220°C, en este caso se definió la temperatura de impresión en 220 °C para la primera capa y de 210°C para las capas subsiguientes. Se emplea una temperatura mayor en la primera capa para mejorar la adherencia del material a la base de la impresora.

En el caso de la temperatura de la base, se mantuvo a 50°C durante toda la impresión, con la finalidad de mejorar la adherencia de la primera capa. La altura de capa empleada fue de 0.2 mm a lo largo de toda la impresión, con una densidad de relleno de 15%. El prototipo finalizado se muestra en la **Figura 3.15.A**. El plano de fabricación del mecanismo flexible se muestra en el Anexo 3.



**Figura 3.15.** Prototipado de las partes del dispositivo háptico. El prototipo del mecanismo flexible (A) fue impreso en FilaFlex, mientras que el prototipo del soporte (B) en PLA.

Fuente: Elaboración propia

En el caso del soporte, se empleó el material PLA+ de la marca eSun. Este material posee una densidad de  $1.24 \text{ g/cm}^3$  y una resistencia a la tracción de  $60 \text{ MPa}$  [54]. La temperatura de este material oscila entre  $205$  y  $225^\circ\text{C}$ . Por ello, se definió la temperatura de la primera capa en  $215^\circ\text{C}$  y en  $210^\circ\text{C}$  para el resto de la impresión. En el caso de la temperatura de la base, esta se definió en  $60^\circ\text{C}$  para toda la impresión. Al igual que con el mecanismo flexible, la altura de capa fue definida en  $0.2 \text{ mm}$  y  $15\%$  de densidad de relleno. El soporte final se muestra en la **Figura 3.15.B**. El plano de fabricación del soporte del mecanismo flexible se muestra en el Anexo 4.

### 3.3.2. Sistema

En esta sección se detallan los elementos electrónicos empleados para cada procedimiento experimental. El primer procedimiento experimental es el de la caracterización y el segundo es el de la validación.

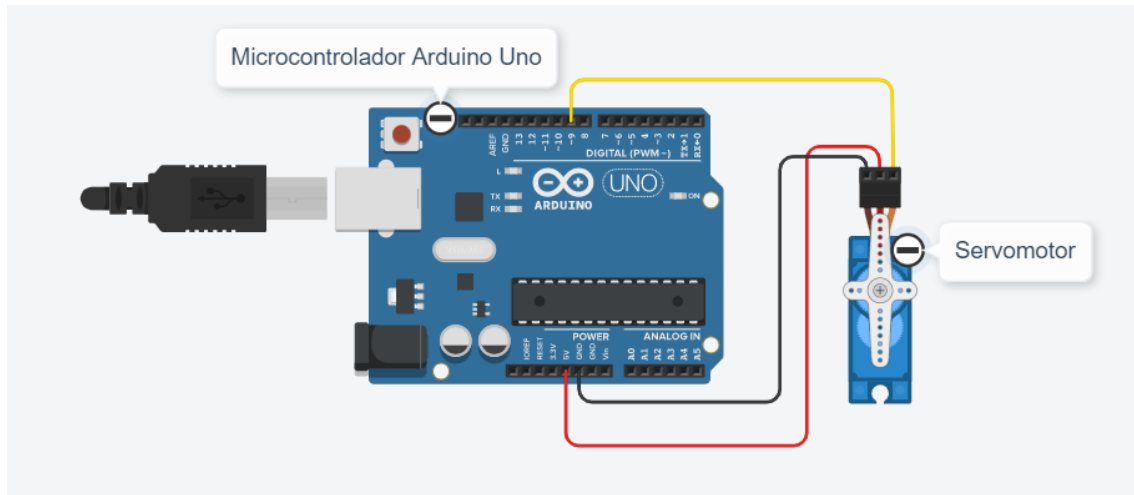
#### 3.3.2.1. Configuración electrónica para la caracterización

La caracterización del dispositivo emplea menor cantidad de componentes electrónicos en comparación con la configuración designada para la validación. Debido a que, en la caracterización no es necesario controlar ambos mecanismos a la vez. Del mismo modo, no es necesario el control del sentido de giro del servomotor.

En la **Figura 3.16**, se muestra la configuración electrónica del sistema empleado para el experimento de caracterización del dispositivo. Este consta de un microcontrolador Arduino Uno, con el cual es posible controlar el ángulo de giro del

servomotor; y un servomotor MG996R, que transmite la rotación hacia el eje del mecanismo flexible. El código empleado para la caracterización del movimiento del mecanismo flexible se encuentra en el Anexo 5.

Se adecuó un eje para transmitir directamente el movimiento del servomotor al mecanismo flexible. De esta manera se controló el movimiento rotacional producido por el servomotor y se pudo relacionar directamente esta rotación con el movimiento lineal producido por el mecanismo flexible. El movimiento del actuador es el explicado en la **Sección 1.3.1**.



**Figura 3.16.** Configuración electrónica del sistema para la caracterización.  
Fuente: Elaboración propia

### 3.3.2.2. Configuración electrónica para la validación

La selección de los componentes electrónicos fue definida para cumplir con los requerimientos planteados en la **Tabla 2.1**. Además de que estos componentes permitieran desarrollar la función principal del dispositivo (generar estímulos hápticos direccionales), también se consideró la ergonomía, peso y tamaño de cada componente debido a que este dispositivo podría ser utilizado como un dispositivo wearable.

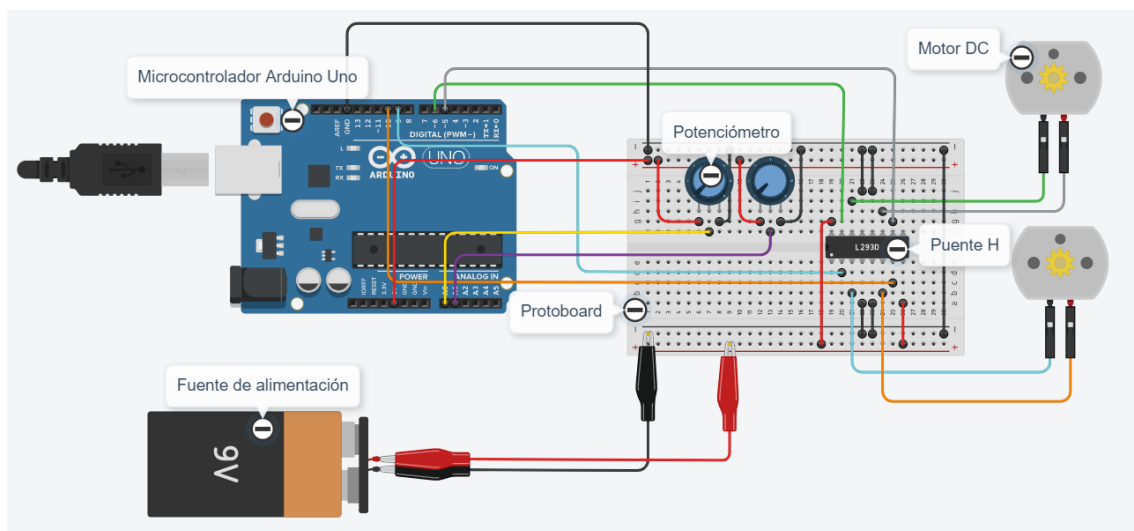
Los componentes electrónicos seleccionados fueron los siguientes: motor DC, potenciómetro, microcontrolador (Arduino Uno), protoboard, puente H (L293D) y cables. Se seleccionó el micromotor DC N20 de 12V, cuya velocidad máxima es de 100 RPM. Este micromotor es uno de los motores DC de menor dimensión y peso

disponibles en el mercado local. Las dimensiones de este micromotor es de 24 x 10 x 12 mm y su masa es de 40 g.

Para lograr el funcionamiento del dispositivo es necesario que el motor DC pueda realizar la inversión de giro. Por ello, se seleccionó el driver Puente H (L293D). Con este driver, es posible invertir el sentido de giro de 2 motores DC. Por ello solo se necesita un driver para este sistema. Adicionalmente, es necesario controlar la velocidad de giro del motor, por lo que se emplea un potenciómetro por motor. El potenciómetro no solo permite el control de la velocidad del motor, sino que también permite determinar el sentido de giro.

Se emplea un protoboard para lograr una conexión sencilla de los distintos componentes electrónicos antes mencionados, empleando cables. El microcontrolador seleccionado fue un Arduino Uno R3, debido a la accesibilidad en el mercado nacional. Además, que este microcontrolador presenta una cantidad de entradas y salidas tanto digitales como analógicas necesarias para desarrollar en control del dispositivo.

En la **Figura 3.17**, se muestra la configuración electrónica del sistema. La conexión con los demás componentes mecánicos se desarrolla a través de la conexión del eje de cada motor y el mecanismo flexible correspondiente. Para realizar el control se emplea el código mostrado en el Anexo 5.



**Figura 3.17.** Configuración electrónica del sistema para la validación.  
Fuente: Elaboración propia

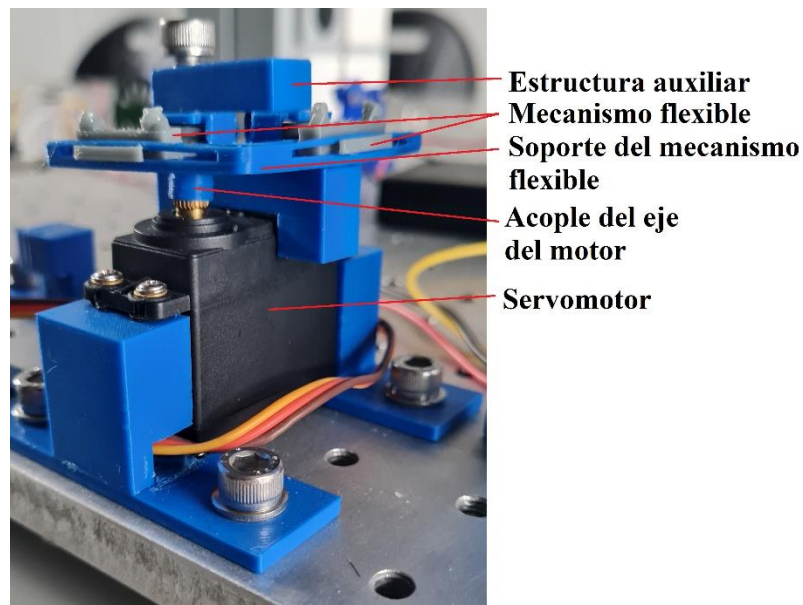
### 3.4. Pruebas experimentales

En la presente sección, se muestran los resultados obtenidos a partir de las pruebas experimentales empleando el prototipo del dispositivo. En primera instancia se muestran los resultados de la caracterización cinemática del actuador. En última instancia se muestran los resultados obtenidos a partir de la validación del dispositivo al realizar las pruebas con el grupo de 10 personas.

#### 3.4.1. Caracterización cinemática del dispositivo

El mecanismo flexible propuesto convierte el movimiento rotacional aplicado en la sección cilíndrica del mismo a un movimiento lineal en la sección rectangular. Debido a esta transformación del tipo de movimiento de entrada a uno distinto en la salida, fue necesario caracterizar dicha transformación.

Como se explicó en la **Sección 3.2.2.1**, se empleó el servomotor MG996R con un acople desde su eje hacia el eje de rotación del mecanismo flexible (ver **Figura 3.18**). De esta manera el ángulo de rotación producido por el servomotor sería transmitido directamente hacia el mecanismo flexible.



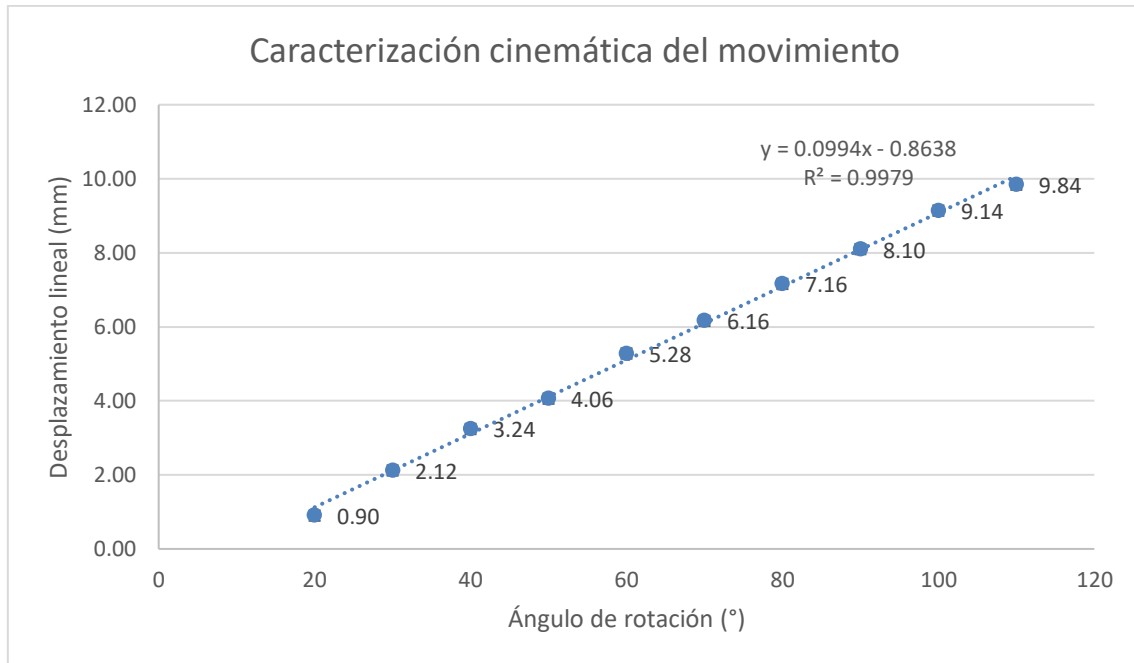
**Figura 3.18.** Configuración para la prueba de caracterización  
Fuente: Elaboración propia

En este caso la variable independiente fue el ángulo de rotación producido por el servomotor y la variable dependiente fue el movimiento lineal producido por el



mecanismo flexible. Los resultados fueron grabados empleando la cámara GoPro Hero 7. Se empleó el software Kinovea para el procesamiento de los videos.

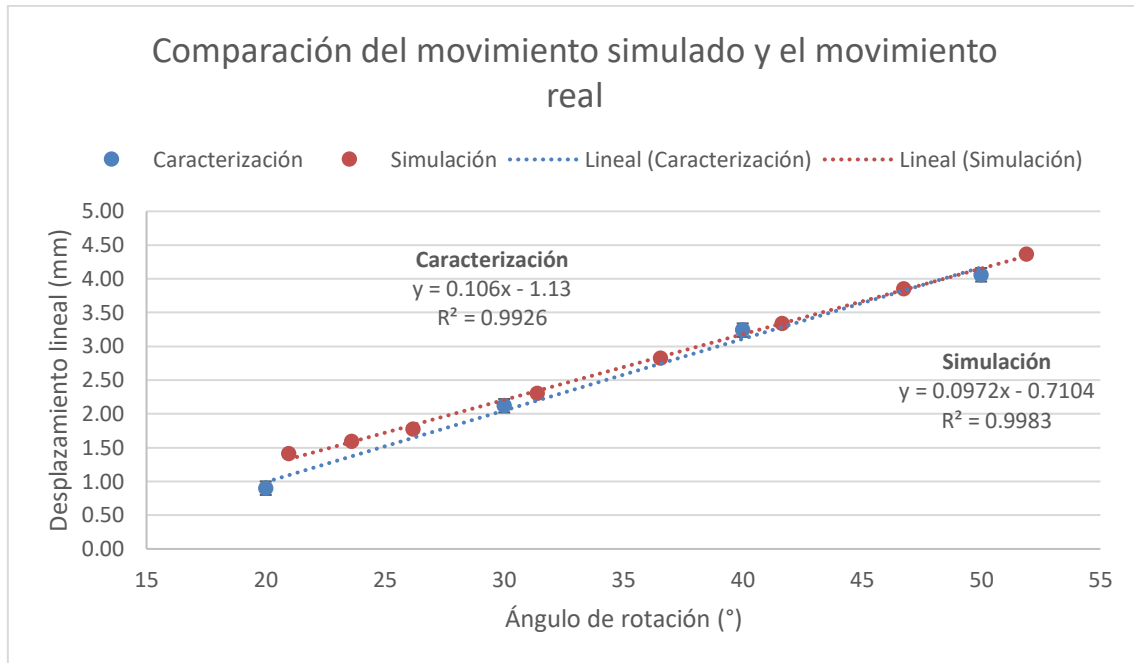
La caracterización cinemática se desarrolló variando los ángulos de rotación del servomotor desde 20 a 120°, en intervalos de 10°. Se realizaron 5 repeticiones para cada valor de ángulo de rotación.



**Figura 3.19.** Gráfica de la caracterización cinemática del movimiento del mecanismo flexible.  
Fuente: Elaboración propia

En la **Figura 3.19**, se muestra la gráfica obtenida a partir de la caracterización del actuador flexible. Es posible observar que el mecanismo flexible diseñado cumple con la distancia requerida de 10 mm para el valor de 110° del ángulo de rotación. La tendencia obtenida es lineal, al igual que en la simulación realizada.

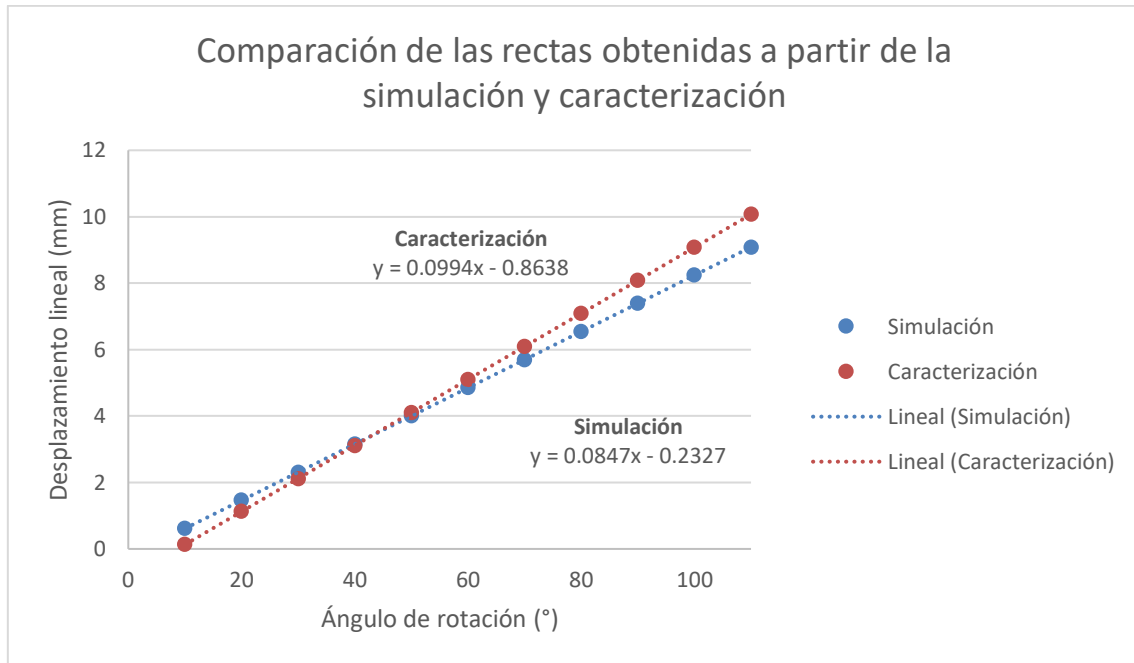
Cabe resaltar que si bien se realizaron las pruebas para el valor de 120°, no se incluyeron en la **Figura 3.19**, debido a que los resultados para este valor de ángulo de rotación tuvieron una restricción adicional en el movimiento. Para el valor de 120°, el mecanismo flexible impactaba con el tope definido en el soporte, por lo que los resultados para este valor se consideran atípicos con relación a los demás valores obtenidos.



**Figura 3.20.** Gráfica comparativa del movimiento simulado y caracterizado. Se tomó el intervalo de valores coincidentes para el ángulo de rotación.  
Fuente: Elaboración propia

En la **Figura 3.20**, se muestra la gráfica comparativa entre los resultados obtenidos en la simulación y la caracterización. Para dicha comparación se optó por mostrar solo el intervalo coincidente entre ambas experiencias, de 20 a 50° aproximadamente. De esta manera se observa que los resultados obtenidos en ambas experiencias son bastante similares. Ambas poseen una tendencia lineal con un valor de  $R^2$  cercano a la unidad. Este resultado indica que la simulación realizada fue correcta y se aproxima a la realidad del movimiento realizado por el mecanismo flexible en la realidad.

Por otro lado, se empleó la desviación media cuadrática entre las ecuaciones obtenidas de las gráficas completas, tanto de la simulación (**Figura 3.8**) como de la caracterización cinemática (**Figura 3.19**). Para ello, se tabularon los valores para cada ecuación de recta, tomando en el eje horizontal los valores de 10 a 110°. Ambas gráficas se observan en la **Figura 3.21**.



**Figura 3.21.** Gráfica comparativa de las ecuaciones de recta obtenidas a partir de la simulación y caracterización cinemática del mecanismo flexible.  
Fuente: Elaboración propia

A partir de la gráfica de la **Figura 3.21**, se empleó la desviación cuadrática media, para determinar el error existente entre la simulación y el movimiento real del mecanismo flexible. Los valores del error se muestran a continuación en la **Figura 3.23**. Para el cálculo de la desviación cuadrática media se empleó la **Ecuación 3.1**.

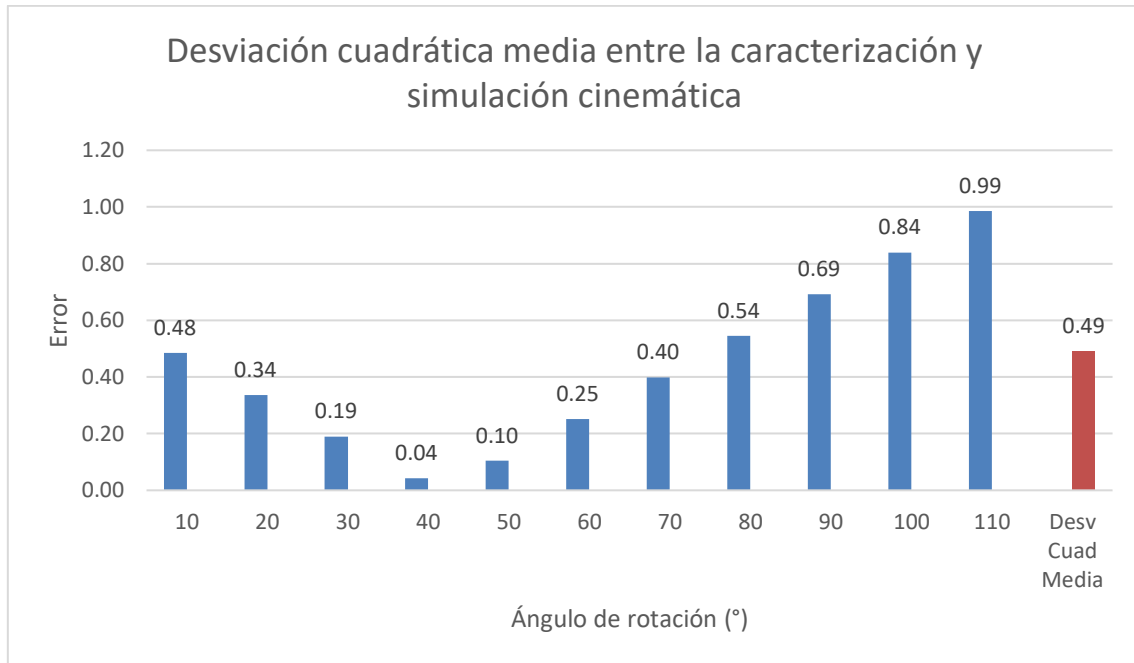
$$x_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (3.1)$$

Donde:

$x_{RMS}$ : Desviación media cuadrática

$N$ : Número de datos

$x_i$ : Valor obtenido para el valor  $i$



**Figura 3.22.** Gráfica de la desviación cuadrática media entre la caracterización y la simulación cinemática del mecanismo flexible.

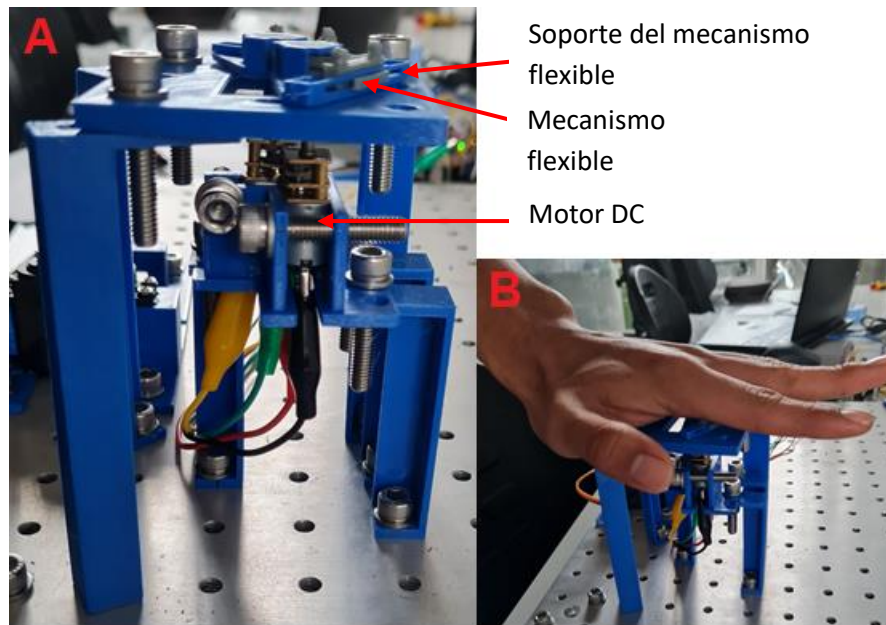
Fuente: Elaboración propia

Como se observa en la **Figura 3.22**, el valor de la desviación cuadrática media entre las ecuaciones obtenidas de la simulación y caracterización es de 0.49. Los valores de error obtenidos entre ambas rectas se encuentran por debajo de esta medida. Con la excepción de los últimos 4 valores, de 80 a 110°. Los valores superiores a la desviación media cuadrática corresponden a una diferencia mayor entre los valores de las dos curvas. Esto puede atribuirse a un error en el modelamiento de la curva obtenida a partir de la simulación. Tomando en consideración que esta curva se obtuvo para el tramo inicial, aproximadamente de 0 a 4.5 mm y no para el movimiento completo, es decir para los 10 mm deseados.

### 3.4.2. Validación del dispositivo

Los resultados obtenidos en la caracterización permiten concluir que el dispositivo diseñado cumple con los requerimientos de diseño planteados. Sin embargo, es necesario realizar la validación del dispositivo con la finalidad de comprobar que el usuario pueda percibir los estímulos direccionales. En esta validación se empleó el sistema mostrado en la **Sección 3.3.2.2**.

Como se mencionó en la **Sección 2.6.2**, para la validación del dispositivo háptico se realizaron pruebas con un grupo control de 10 personas sanas, es decir, que no poseían deficiencia visual severa (ceguera). Para esta prueba, el participante colocó su mano sobre el dispositivo, de modo que el movimiento del mecanismo flexible no fue perceptible de forma visual, como se muestra en la **Figura 3.23**.



**Figura 3.23.** Configuración estática para la prueba de validación. A. Se muestra la configuración realizada con las partes que lo componen. B. Se muestra la posición de la mano del participante sobre la configuración estática.

Fuente: Elaboración propia

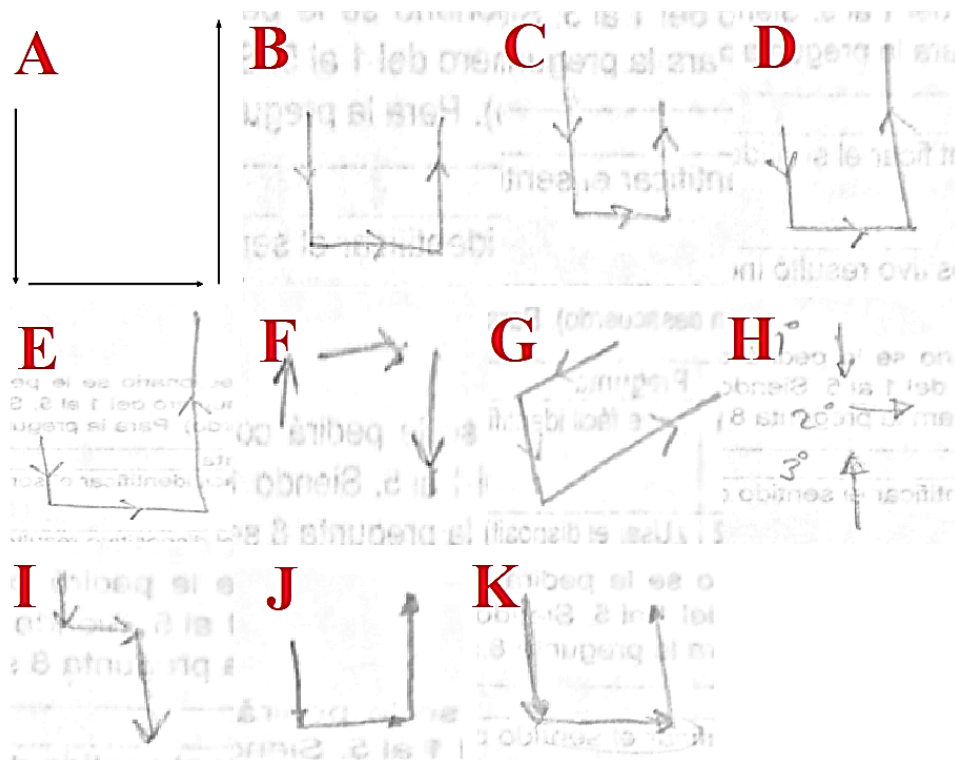
Al colocar la palma de la mano, los participantes recibieron estímulos direccionales provenientes de los mecanismos flexibles. En la **Figura 3.24**, se muestra la posición del dispositivo sobre la palma de la mano. Recibiendo un solo estímulo direccional por vez, llegando a recibir 3 estímulos en la prueba. De manera paralela, se les pidió a los participantes que dibujaran líneas con las direcciones que percibieron, tomando en consideración la longitud y sentido del estímulo direccional. Las pruebas demoraron 5 minutos en promedio.



**Figura 3.24.** Posición del actuador sobre la palma de la mano.  
Fuente: Elaboración propia

A partir de las pruebas realizadas, se obtuvo que los participantes fueron capaces de distinguir los estímulos direccionales en ambas direcciones (arriba-abajo y derecha-izquierda). Los participantes realizaron patrones similares a los propuestos durante las pruebas. Es posible además observar que tres participantes no fueron capaces de diferenciar las diferentes longitudes. Estos fueron los casos de los patrones B, C y K (ver **Figura 3.25**). Esto se puede deber a que el desplazamiento del mecanismo oscila entre 1 y 2 cm, siendo estas distancias bastante pequeñas para que los participantes las puedan diferenciar con facilidad.

Además, se observa que dos participantes no realizaron el patrón propuesto. En el caso del patrón F, el usuario invirtió el sentido de ambos estímulos verticales, mientras que el patrón I, se invirtió el sentido del último estímulo direccional. En el caso del patrón dibujado por el participante G, se mantienen las direcciones y sentidos del patrón original, pero fue dibujado en ángulo.



**Figura 3.25.** Patrón realizado durante la prueba. A. Patrón propuesto. B-K. Patrones realizados por cada participante durante la prueba.

Fuente: Elaboración propia

Una vez concluido el procedimiento experimental, se procedió a realizar una encuesta a cada uno. La encuesta se encuentra en el **Anexo 2**. Esta encuesta constó de 8 preguntas, relacionadas tanto al funcionamiento del dispositivo como a la comodidad de este y de la prueba. Las primeras 7 preguntas se cuantificaron empleando una escala de Likert con valores de 1 a 5, siendo uno el valor asociado a una respuesta positiva (Totalmente de acuerdo) y 5 a una respuesta negativa (Totalmente en desacuerdo).

	<b>Pregunta</b>	<b>Promedio</b>	<b>Desviación estándar</b>
<b>Q1</b>	¿Fue fácil identificar el sentido del movimiento?	1.80	0.79
<b>Q2</b>	¿Usar el dispositivo resultó incomodo?	4.00	1.25
<b>Q3</b>	¿Sintió un buen aislamiento acústico?	1.40	0.84
<b>Q4</b>	¿Pudo escuchar sonidos provocados por el dispositivo?	4.50	0.97
<b>Q5</b>	¿Al final del experimento se sintió cansado?	4.90	0.32
<b>Q6</b>	¿Fue difícil identificar el sentido del movimiento?	4.10	0.74
<b>Q7</b>	¿Sintió más de un tipo de estímulo a la vez?	3.50	1.78
	<b>Dirección predominante</b>	<b>Derecha-Izquierda</b>	<b>Arriba-Abajo</b>
<b>Q8</b>	¿En qué dirección fue más fácil determinar el sentido del movimiento?	5	5

**Tabla 3.2.** Resultados procesados de la encuesta post-ensayo.

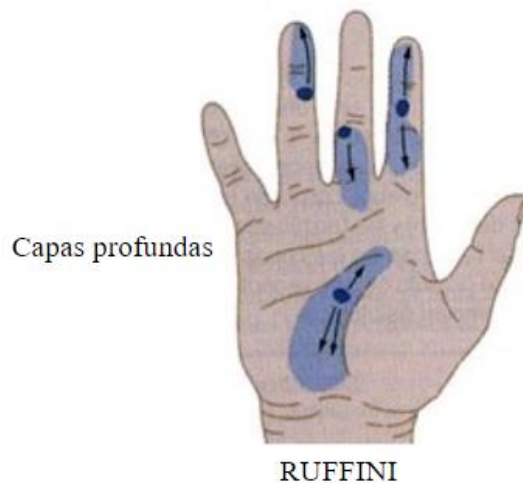
Fuente: Elaboración propia

La **Tabla 3.2**, presenta los resultados procesados de la encuesta post-ensayo realizada con los participantes de la validación. Como se mencionó en el capítulo anterior, el cuestionario comprende 3 grupos de preguntas. El primer grupo es el relacionado a la funcionalidad del dispositivo. Este grupo engloba las preguntas Q1, Q6, Q7 y Q8. Las preguntas Q1 y Q6, son análogas, se optó por incluir ambas para determinar si las respuestas proporcionadas por los colaboradores eran conscientes. El resultado de ambas preguntas es prometedor, debido a que el promedio obtenido para Q1 fue de 1.80 y para Q6 de 4.10. Además, poseen una desviación estándar de 0.79 y 0.74 respectivamente, lo cual indica que el grupo de respuestas es bastante cercano al promedio, con una desviación menor a la unidad. Esto quiere decir que los resultados para estas preguntas oscilan entre 1 y 3 para Q1 y entre 3 y 5 para Q6. Estos valores significan que las personas fueron capaces de identificar con facilidad el sentido del movimiento del estímulo.

La pregunta Q7 permite determinar si el diseño del dispositivo fue óptimo o requiere mejoras. Dado que el resultado promedio fue de 3.50 y su desviación estándar de 1.78, se considera que el diseño requiere mejoras, para evitar que los participantes sientan más de un tipo de estímulo a la vez.

La pregunta Q8 fue incluida para determinar si existía una dirección predominante para las zonas donde fueron aplicados los estímulos. Dado que los resultados fueron paritarios, no es posible concluir que los estímulos son identificables con mayor facilidad en una dirección específica. Sin embargo, el patrón incluyó 2 estímulos direccionales en una dirección (vertical) y solo una en la otra dirección (horizontal), lo cual podría indicar que la dirección horizontal es identificable con mayor facilidad. Como se muestra en la **Figura 3.26**, la mayor densidad de los corpúsculos de Ruffini (mecanorreceptor que detecta el estiramiento), no se encuentran en el área donde se encuentra la trayectoria vertical de uno de los actuadores. No obstante, la trayectoria del actuador con trayectoria horizontal, si intercepta con esta área de mayor densidad, lo cual explicaría que la mitad de los participantes indique esta dirección como la más fácil de identificar.





**Figura 3.26.** Mapa de densidad del corpúsculo de Ruffini en la palma de la mano.

Fuente: San Martín, B. [55]

El segundo grupo de preguntas, relacionado a la comodidad del dispositivo engloba las preguntas Q2 y Q5. En el caso de la pregunta Q2, el promedio asciende a 4.0 y su desviación estándar a 1.25. Esto indica que el dispositivo no resultó incómodo. Sin embargo, existe campo de mejora en esta área, lo cual podría realizarse a través de una mejora del diseño.

Para la pregunta Q5, se determinó que el uso del dispositivo durante la prueba no causó cansancio o fatiga. Dado que el promedio obtenido fue de 4.90 y su desviación estándar fue de 0.32. Esto puede atribuirse a 2 condiciones, la primera la comodidad del dispositivo, discutido anteriormente, y a la duración de la prueba. Tomando en consideración que la duración de la prueba fue de aproximadamente 5 minutos, es necesario realizar más pruebas para poder atribuir este resultado a la comodidad y ergonomía del dispositivo.

El tercer y último grupo de preguntas corresponde a los estímulos externos durante la prueba. Como se mencionó anteriormente, se emplearon audífonos con ruido blanco para evitar estímulos sonoros externos provenientes del ambiente o del dispositivo. Los promedios obtenidos fueron de 1.40 para Q3 y 4.50 para Q4, mientras que las desviaciones fueron de 0.84 y 0.97 respectivamente. Lo cual indica que el aislamiento acústico durante la prueba fue correcto.

## CONCLUSIONES

1. Se diseñó y fabricó un dispositivo háptico capaz de realizar estímulos direccionales sobre la palma de la mano. Los estímulos direccionales fueron transmitidos al usuario mediante un mecanismo flexible que transforma el movimiento rotacional en un movimiento traslacional. El dispositivo cumple con el requerimiento principal de diseño, el cual es el movimiento traslacional de 10 mm, tanto para la dirección horizontal como la vertical.
2. Se definieron los requerimientos técnicos del dispositivo basado en el estudio del sistema sensorial háptico de la palma de la mano. Tomando como principal requerimiento la distancia del movimiento a realizar, siendo esta de 10 mm. Por otro lado, se definió el tipo de estímulo como un estiramiento de la piel, empleando 2 puntos de contacto en el mecanismo flexible, a una distancia de 11 mm entre ellos. Adicionalmente, se definió el tamaño máximo que podría ocupar el dispositivo sobre la palma de la mano, siendo este de  $70 \times 70 \text{ mm}^2$ . Se logró reducir el tamaño total del dispositivo a las dimensiones de  $49.5 \times 44 \text{ mm}^2$ , reduciendo el impacto sobre el funcionamiento biomecánico de la mano del usuario. Por otra parte, se definieron los criterios de evaluación para el dispositivo háptico, tomando en consideración los factores económicos, mecánicos y ergonómicos. Teniendo principal relevancia los criterios asociados a la funcionalidad, la comodidad y el peso del dispositivo. A través de estos criterios se evaluó y seleccionó el proyecto óptimo.
3. Se diseñaron los componentes mecánicos del dispositivo háptico empleando el software Inventor, tomando en consideración los requerimientos definidos. Se realizó el análisis dinámico del funcionamiento del actuador (mecanismo flexible) empleando el método de elementos finitos en el software Abaqus. Con esta simulación se obtuvo una aproximación del movimiento lineal a partir del movimiento angular. Esta relación presentó una tendencia positiva lineal. Además, se obtuvo el valor máximo de esfuerzo sobre el mecanismo al desplazarse 10 mm de forma lineal que asciende a 5.772 MPa, representando el 16.83% del valor de la resistencia a la tracción. De manera similar se obtuvo el valor del esfuerzo máximo

para un movimiento repetitivo de 500 ciclos, coincidiendo este con el valor obtenido en la simulación de desplazamiento lineal. Este valor indica que el dispositivo es capaz de soportar una cantidad mayor a 500 ciclos previo al fallo del mismo.

4. Se prototipó el dispositivo empleando impresión 3D. Se utilizaron 2 materiales, FilaFlex para el mecanismo flexible debido a la elasticidad que requería el mecanismo flexible y PLA para el soporte del mismo, debido a que este material presenta mayor rigidez estructural. Se caracterizó el movimiento cinemático del dispositivo, obteniendo el desplazamiento deseado (10 mm aproximadamente) para el rango de 0 de 110°. Se obtuvo una tendencia lineal al igual que en la simulación, con una desviación cuadrática media de 0.49, lo cual indica una aproximación correcta.
5. Se validó el desempeño funcional del actuador con un grupo de 10 personas sanas. Los participantes fueron capaces de identificar la dirección y sentido de los estímulos. Siendo 8 las personas capaces de identificar tanto la dirección y el sentido de todos los estímulos y, además, 5 de ellos fueron capaces de discriminar las longitudes. Por otro lado, los colaboradores indicaron que el dispositivo fue cómodo y que el aislamiento acústico fue satisfactorio.
6. Para trabajos futuros, se recomienda realizar un análisis de fatiga del mecanismo flexible para determinar el tiempo de vida del dispositivo. Por otro lado, se recomienda la integración del diseño propuesto con un sistema electrónico como un smartphone o sistema GPS táctil con la finalidad de obtener un dispositivo capaz de ser utilizado en situaciones reales. Además de la integración con un sistema electrónico se recomienda la fabricación del dispositivo wearable, empleando un sistema de sujeción para el dispositivo en la mano, como un guante, un sistema de transmisión y un sistema de sujeción para los componentes electrónicos en el antebrazo. Con el dispositivo wearable desarrollado se recomienda la realización de pruebas con personas para verificar el funcionamiento y comodidad del diseño propuesto.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Organización Mundial de la Salud, “Informe mundial sobre la discapacidad,” Malta, 2013.
- [2] Instituto Nacional de Estadística e Informática, “Características de la Población con Discapacidad,” Lima, 2015. [Online]. Available: <https://www.inei.gob.pe/>.
- [3] Instituto Nacional de Estadística e Informática, “Resultados generales sobre la población con discapacidad,” Lima, 2017.
- [4] CONADIS, “Registro Nacional de la Persona con Discapacidad,” 2019.
- [5] D. V Gomero *et al.*, “Investigación original / Original research Forma de citar Prevalencia y causas de ceguera en Perú: encuesta nacional,” *Pan Am. J. Public Heal. Rev Panam Salud Publica Panam Salud Publica*, vol. 3636, no. 55, pp. 283–9, 2014.
- [6] J. Alemañy and R. Villar, *Oftalmología*. La Habana, 2003.
- [7] OMS, “Ceguera y discapacidad Visual,” 2021. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/blindness-and-visual-impairment>.
- [8] S. Maldonado Zambrano, *Trabajo y discapacidad en el Perú: mercado laboral, políticas públicas e inclusión social de las personas con discapacidad*. Fondo Editorial del Congreso del Perú, 2006.
- [9] L. Valdez, “Discapacidad visual.” Departamento de Educación Especial, 2010.
- [10] S. Resnikoff *et al.*, “Global data on visual impairment in the year 2002,” *Bull. World Health Organ.*, vol. 82, no. 11, pp. 844–851, 2004, doi: /S0042-96862004001100009.
- [11] J. Salvin, “Problemas Visuales,” 2016. <https://kidshealth.org/es/teens/visual-impairment-esp.html>.
- [12] ONCE, “El braille,” 2013. <https://www.once.es/servicios-sociales/braille>.
- [13] P. Kelley, “Historical Development of Orientation and Mobility as a Profession,” 1999.

<https://web.archive.org/web/20120205015410/http://orientationandmobility.org/profession.html>.

- [14] L. A. Jones, *Haptics*. Cambridge, MA: The MIT Press, 2018.
- [15] D. Alvarez, “Development of a tactile sensor for robotic Systems,” 2014.
- [16] A. Sharma, R. Torres-Moreno, K. Zabjek, and J. Andrysek, “Toward an artificial sensory feedback system for prosthetic mobility rehabilitation: Examination of sensorimotor responses,” *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 51, no. 6, pp. 907–918, 2014, doi: 10.1682/JRRD.2013.07.0164.
- [17] D. A. Neumann, *Kinesiology of the Musculoskeletal System*, 2° Ed. St Louis: Mosby, 2010.
- [18] L. Grimaldos Pérez, “Características de la anatomía infantil en el desarrollo motor de cero a nueve meses de edad,” *Morfología*, vol. 8, no. 1, pp. 3–22, 2016.
- [19] Colegios Educare, “Desarrollo Sensorial: El Tacto (estimulación táctil),” 2015. <http://www.colegiotorrevilano.es/es/desarrollo-sensorial-el-tacto-estimulacion-tactil> (accessed May 12, 2020).
- [20] EBM Consult, “Homunculus: Somatosensory and Somatomotor Cortex,” 2015. <https://www.ebmconsult.com/articles/homunculus-sensory-motor-cortex>.
- [21] N. Asamura, T. Shinohara, Y. Tojo, N. Koshida, and H. Shinoda, “Necessary spatial resolution for realistic tactile feeling display,” *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, vol. 2, pp. 1851–1856, 2001, doi: 10.1109/robot.2001.932878.
- [22] Haptx, “Haptx - Two point threshold,” 2017. <https://haptx.com/what-is-haptics-really/haptx-two-point-threshold/>.
- [23] Stanford Children’s Health, “Espina bífida.” <https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=spinabifida-90-P05524> (accessed Jul. 15, 2020).
- [24] Centros para el Control y la Prevención de Enfermedades, “Espina bífida.” <https://www.cdc.gov/ncbddd/spanish/spinabifida/facts.html> (accessed Jul. 15, 2020).
- [25] G. Orozco Calderón, “Desarrollo y plasticidad cerebral infantil,” *Cienc. Futur.*,

vol. 6, no. 3, pp. 98–111, 2016.

- [26] O. Schneider *et al.*, “Dualpanto: A haptic device that enables blind users to continuously interact with virtual worlds,” *UIST 2018 - Proc. 31st Annu. ACM Symp. User Interface Softw. Technol.*, pp. 877–887, 2018, doi: 10.1145/3242587.3242604.
- [27] E. Suarez, J. J. Huaroto, A. A. Reymundo, D. Holland, C. Walsh, and E. Vela, “A Soft Pneumatic Fabric-Polymer Actuator for Wearable Biomedical Devices: Proof of Concept for Lymphedema Treatment,” *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, no. September, pp. 5452–5458, 2018, doi: 10.1109/ICRA.2018.8460790.
- [28] J. J. Huaroto, E. Suarez, H. I. Krebs, P. D. Marasco, and E. A. Vela, “A soft pneumatic actuator as a haptic wearable device for upper limb amputees: Toward a soft robotic liner,” *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 4, no. 1, pp. 17–24, 2019, doi: 10.1109/LRA.2018.2874379.
- [29] ASISTER, “Bastón invidente.” <https://www.asister.es/tienda/baston-invidente/>.
- [30] B. Ando, S. Baglio, V. Marletta, and A. Valastro, “A Haptic Solution to Assist Visually Impaired in Mobility Tasks,” *IEEE Trans. Human-Machine Syst.*, vol. 45, no. 5, pp. 641–646, 2015, doi: 10.1109/THMS.2015.2419256.
- [31] H. C. Wang, R. K. Katzschmann, S. Teng, B. Araki, L. Giarre, and D. Rus, “Enabling independent navigation for visually impaired people through a wearable vision-based feedback system,” *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, pp. 6533–6540, 2017, doi: 10.1109/ICRA.2017.7989772.
- [32] R. Hoffmann, S. Spagnol, Á. Kristjánsson, and R. Unnthorsson, “Evaluation of an Audio-haptic Sensory Substitution Device for Enhancing Spatial Awareness for the Visually Impaired,” *Optom. Vis. Sci.*, vol. 95, no. 9, pp. 757–765, 2018, doi: 10.1097/OPX.0000000000001284.
- [33] J.-W. Song and S.-H. Yang, “Touch Your Way: Haptic Sight for Visually Impaired People to Walk with Independence CHI 2010: Work-in-Progress (Spotlight on Posters Days 1 & 2),” pp. 3343–3348, 2010.
- [34] J. R. Alayon, A. B. A. Hernandez, and N. M. L. Genebago, “Navigation using Microsoft Kinect for Xbox 360,” no. Icoei, pp. 1–6, 2020.

- [35] L. He, R. Wang, and X. Xu, "PneuFetch: Supporting blind and visually impaired people to fetch nearby objects via light haptic cues," *Conf. Hum. Factors Comput. Syst. - Proc.*, pp. 1–9, 2020, doi: 10.1145/3334480.3383095.
- [36] D. R. Chebat, F. C. Schneider, R. Kupers, and M. Ptito, "Navigation with a sensory substitution device in congenitally blind individuals," *Neuroreport*, vol. 22, no. 7, pp. 342–347, 2011, doi: 10.1097/WNR.0b013e3283462def.
- [37] S. Roselier and M. Hafez, "Viflex: A Compact Haptic 2D Interface with Force Feedback for Mobile Devices," *Adm*, vol. 1000, no. 4, p. 3 $\pi$  $\sigma$ , 2014, [Online]. Available: <http://lsc.univ-evry.fr/~eurohaptics/upload/cd/papers/f105.pdf>.
- [38] L. Howell, *Compliant Mechanisms*. 2001.
- [39] L. L. Howell, S. P. Magleby, and B. M. Olsen, *Handbook of Compliant Mechanisms*, no. 2013. 2019.
- [40] F. Beer, E. Russell Johnston, J. DeWolf, and D. Mazurek, *Mecánica de materiales*, 6th ed. McGrawHill, 2013.
- [41] D. Lateş, M. Căşvean, and S. Moica, "Fabrication Methods of Compliant Mechanisms," *Procedia Eng.*, vol. 181, pp. 221–225, 2017, doi: 10.1016/j.proeng.2017.02.377.
- [42] Y. Gou, G. Chen, and L. L. Howell, "A design approach to fully compliant multistable mechanisms employing a single bistable mechanism," *Mech. Based Des. Struct. Mach.*, vol. 0, no. 0, pp. 1–24, 2019, doi: 10.1080/15397734.2019.1707685.
- [43] S. Kota, K. J. Lu, Z. Kreiner, B. Trease, J. Arenas, and J. Geiger, "Design and application of compliant mechanisms for surgical tools," *J. Biomech. Eng.*, vol. 127, no. 6, pp. 981–989, 2005, doi: 10.1115/1.2056561.
- [44] M. Goldfarb and J. E. Speich, "A well-behaved revolute flexure joint for compliant mechanism design," *J. Mech. Des. Trans. ASME*, vol. 121, no. 3, pp. 424–429, 1999, doi: 10.1115/1.2829478.
- [45] S. Henein, P. Spanoudakis, S. Droz, L. I. Myklebust, and E. Onillon, "Flexure

- pivot for aerospace mechanisms,” *Eur. Sp. Agency, (Special Publ. ESA SP*, no. 524, pp. 285–288, 2003.
- [46] J. R. Cannon, “Compliant Mechanisms to Perform Bearing and Spring Functions in High Precision Applications,” *Dep. Mech. Eng.*, vol. MsC, p. 96, 2004.
- [47] K. T. Ulrich and S. D. Eppinger, *Product Design and Development*. McGraw-Hill/Irwin, 2012.
- [48] H. Dreyfuss, *Designing for People*. 2012.
- [49] W. Hu and G. Alici, “Bioinspired Three-Dimensional-Printed Helical Soft Pneumatic Actuators and Their Characterization,” *Soft Robot.*, vol. 7, no. 3, pp. 267–282, 2020, doi: 10.1089/soro.2019.0015.
- [50] P. Polygerinos *et al.*, “Modelling of Soft Fiber Bending Actuators,” *IEEE Trans. Robot.*, vol. 31, no. 3, pp. 778–789, 2015.
- [51] Recreus, “Filaflex ® Ultrasoft 70A.” pp. 13–14, 2019.
- [52] Recreus, “Technical Data sheet FilaFlex 60A Pro.” 2018.
- [53] Recreus, “Filaflex ® Original 82A,” 2019.
- [54] eSun, “Filament Specifications.” .
- [55] B. San Martín, “Neurofisiología Recepción sensorial 1,” 2015. <https://slideplayer.es/slide/5674968/>.



# **ANEXOS**

# **ANEXO 1: Definición y bocetos de Proyectos Preliminares**

## **A.1. Definición de proyectos preliminares**

### **A.1.1. Proyecto preliminar 1**

- Se tiene un mecanismo flexible, al cual se le acciona mediante la aplicación de un momento en la zona cilíndrica, lo cual genera una rotación. Este movimiento es transmitido hacia la barra por medio de los lazos elásticos que unen ambas estructuras.
- Se ubican 2 actuadores en la superficie de la palma de la mano, empleando un soporte. Este soporte restringe el movimiento de la barra a un grado de libertad. Los actuadores se ubican de manera que las barras se encuentran de manera perpendicular entre ellas. Con ello es posible realizar el movimiento en 2 ejes coordinados, un eje por mecanismo.
- Se emplean motores DC para generar el movimiento. Un motor para cada mecanismo flexible. De esta manera el mecanismo puede realizar el recorrido en 2 sentidos a lo largo del eje de traslación.
- Se emplean cables tensores entre el eje del motor DC y el eje de transmisión de fuerza ubicado en el eje del mecanismo flexible, para transmitir el movimiento. Este movimiento es controlado empleando un potenciómetro, el cual determina el sentido de giro del eje del motor, así como la velocidad del mismo, además de un microcontrolador (Arduino Uno) y una fuente de alimentación.
- Se emplea un guante para sujetar el soporte y los mecanismos. Los mecanismos se encuentran en contacto directo con la piel del usuario, una vez que este se coloca el guante en la mano.

### **A.1.2. Proyecto preliminar 2**

- Se tiene un mecanismo flexible, al cual se le acciona mediante la aplicación de un momento sobre el eje ubicado en la zona superior del mecanismo, lo cual genera una rotación. Este movimiento es transmitido hacia la barra por medio del lazo elástico que unen ambas estructuras.
- Se ubican 2 actuadores en la superficie de la palma de la mano, empleando un soporte para cada mecanismo. Estos soportes restringen el movimiento de la

barra inferior a un grado de libertad. Los actuadores se ubican de manera que las barras se encuentran de manera perpendicular entre ellas. Con ello es posible realizar el movimiento en 2 ejes coordinados, un eje por mecanismo.

- Se emplean motores DC para generar el movimiento. Un motor para cada mecanismo flexible. De esta manera el mecanismo puede realizar el recorrido en 2 sentidos a lo largo del eje de traslación.
- Se emplean cables tensores entre el eje del motor DC y el eje de transmisión de fuerza ubicado en el eje del mecanismo flexible, para transmitir el movimiento. Este movimiento es controlado empleando un potenciómetro, el cual determina el sentido de giro del eje del motor, así como la velocidad del mismo, además de un microcontrolador (Arduino Uno) y una fuente de alimentación.
- Se emplea un guante para sujetar los soportes y los mecanismos. Los mecanismos se encuentran en contacto directo con la piel del usuario, una vez que este se coloca el guante en la mano.

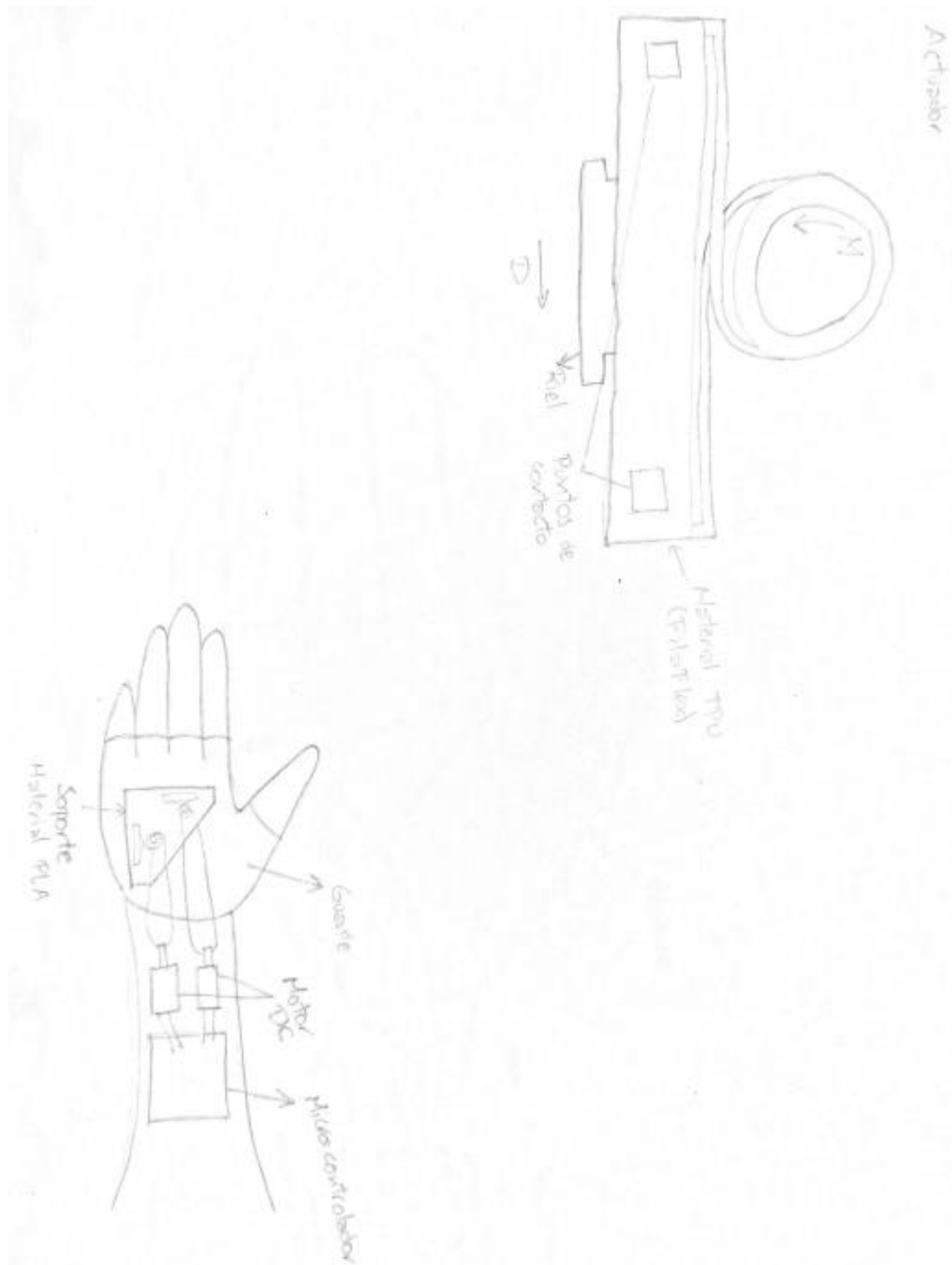
### **A.1.3. Proyecto preliminar 3**

- Se tiene un mecanismo flexible, al cual se le acciona mediante la aplicación de una presión. Al aplicar una presión negativa, el actuador se contrae proveyendo el estímulo deseado. Si se aplica una presión positiva, el actuador se estira. Se emplea un film para lograr una cámara neumática que incluye al mecanismo flexible en su interior.
- Se ubican 2 actuadores en la superficie de la palma de la mano. Debido a la construcción del actuador, no se emplean soportes. Cada actuador se coloca de forma perpendicular al otro, para que los estímulos se encuentren en 2 ejes perpendiculares.
- Se emplean bombas para generar el movimiento. Una bomba para cada actuador. De esta manera el mecanismo puede realizar el recorrido en 2 sentidos a lo largo del eje de traslación.
- Se emplean mangueras neumáticas para permitir el ingreso o la sustracción de fluido (aire) hacia los actuadores. Este movimiento es controlado empleando un potenciómetro, el cual determina el caudal del fluido, además de un microcontrolador (Arduino Uno) y una fuente de alimentación.

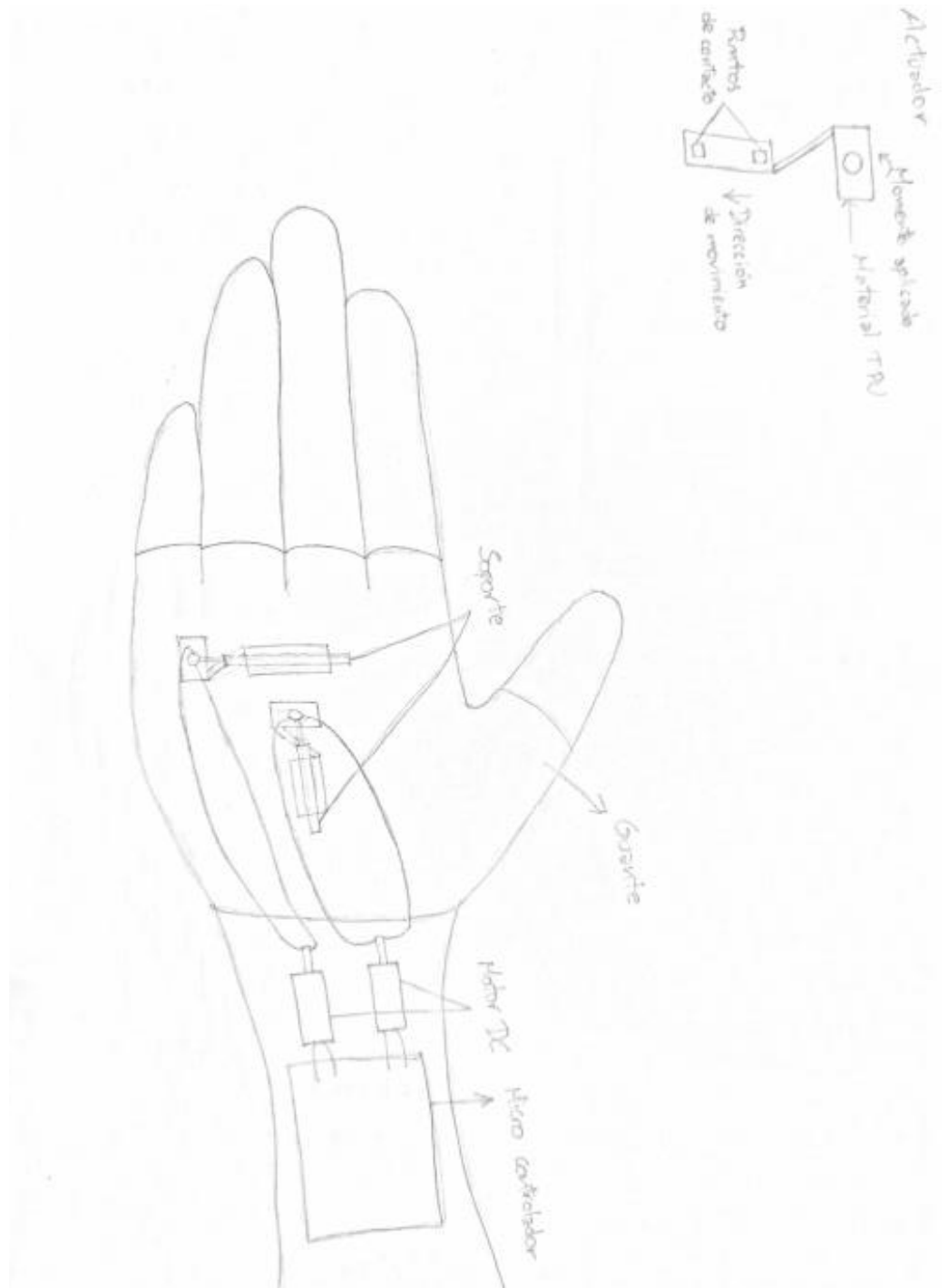
- Se emplea un guante para sujetar los actuadores en su lugar. Los mecanismos se encuentran en contacto directo con la piel del usuario, una vez que este se coloca el guante en la mano.

## A.2. Bocetos de proyectos preliminares

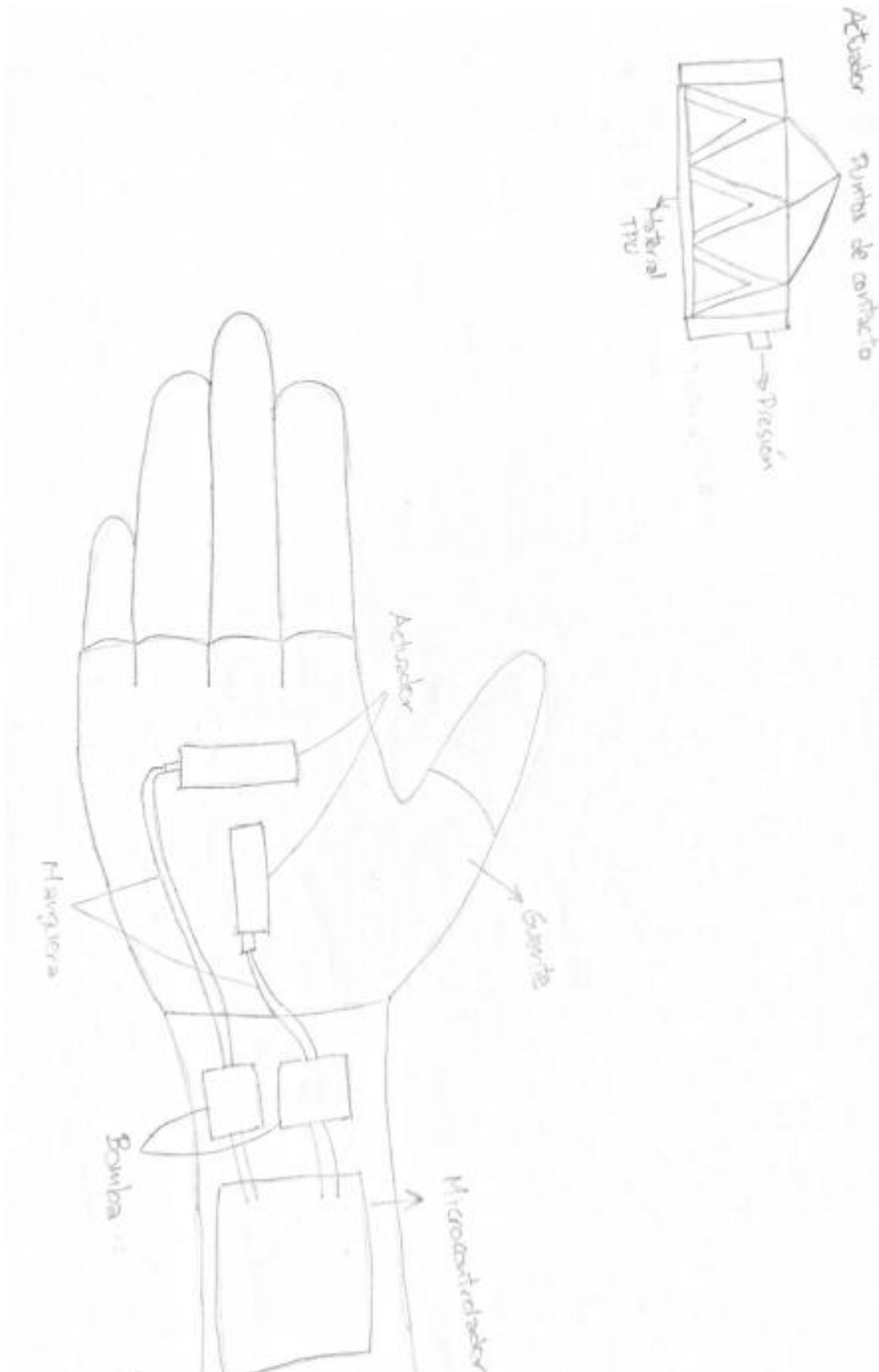
### A.2.1. Proyecto preliminar 1



## A.2.2. Proyecto preliminar 2



### A.2.3. Proyecto preliminar 3



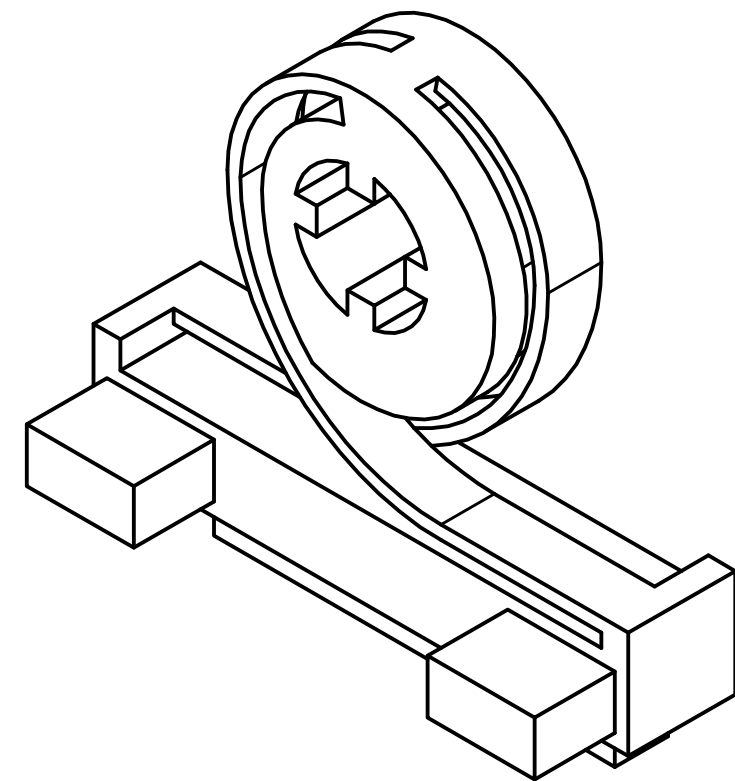
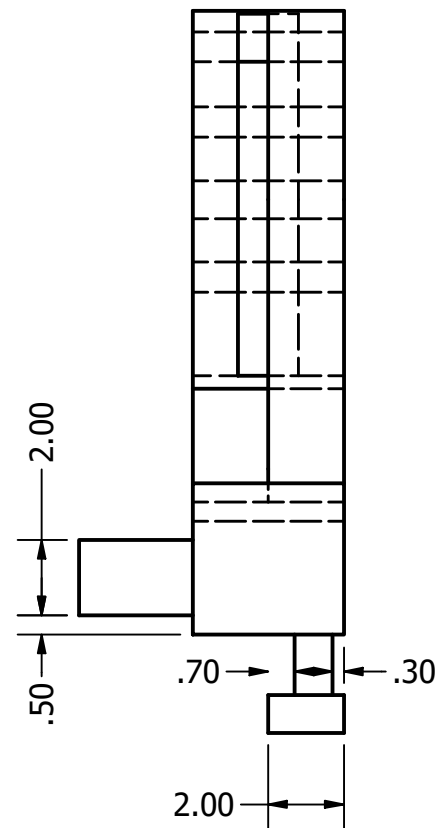
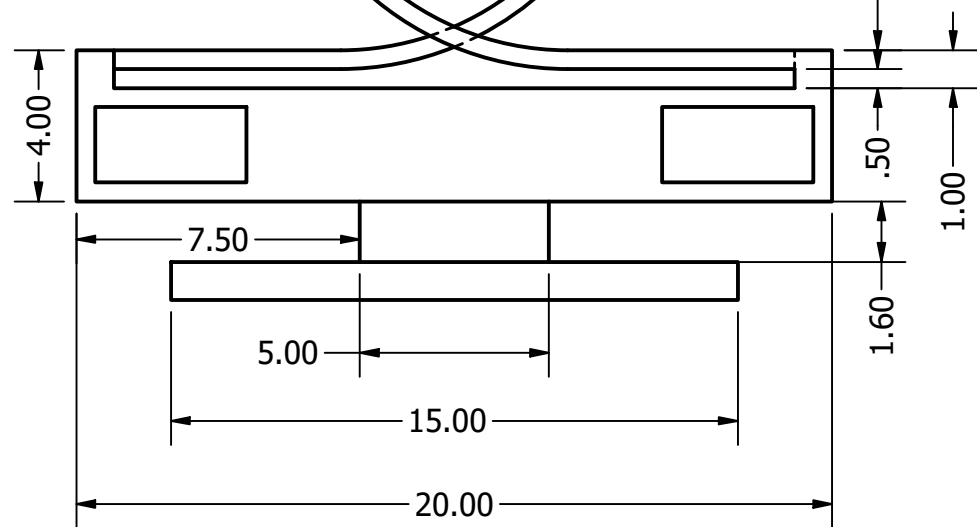
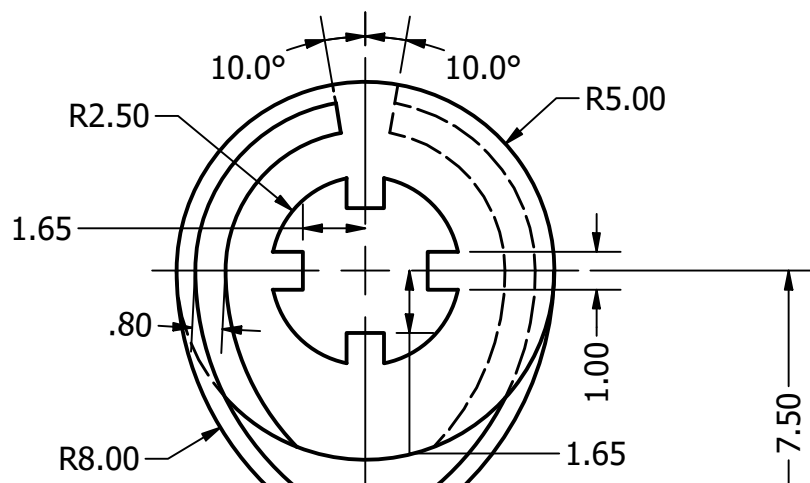
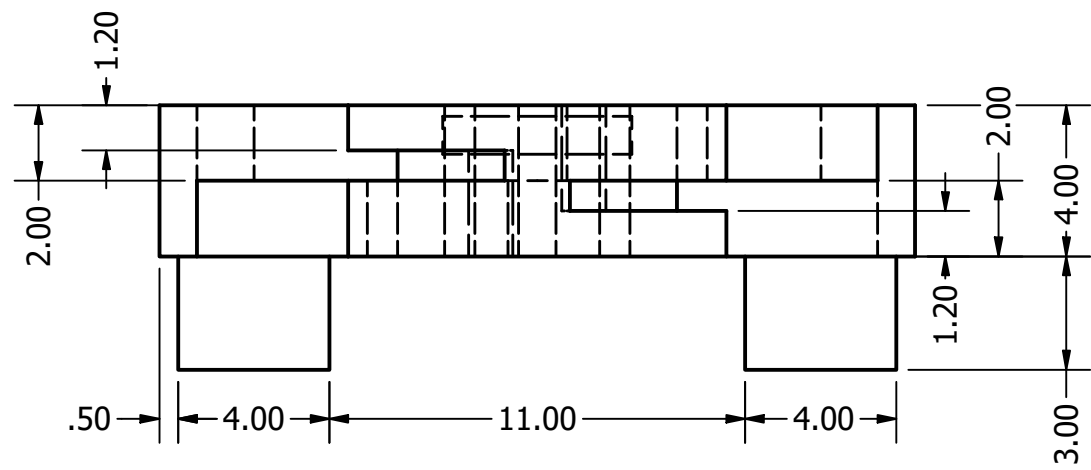
## ANEXO 2: Encuesta Post-Ensayo

En este cuestionario se le pedirá contestar 8 preguntas. Para ello se le pide marcar un número del 1 a 5. Teniendo una escala del 1 al 5, siendo 1 (Totalmente de acuerdo) y 5 (Totalmente en desacuerdo). Para la pregunta 8 se le pedirá escoger entre dos opciones.

Preguntas		1	2	3	4	5
Q1	¿Fue fácil identificar el sentido del movimiento?					
Q2	¿Usar el dispositivo resultó incomodo?					
Q3	¿Sintió un buen aislamiento acústico?					
Q4	¿Pudo escuchar sonidos provocados por el dispositivo?					
Q5	¿Al final del experimento se sintió cansado?					
Q6	¿Fue difícil identificar el sentido del movimiento?					
Q7	¿Sintió más de un tipo de estímulo a la vez?					
Q8	¿En qué dirección fue más fácil determinar el sentido del movimiento?	a. Derecha-izquierda b. Arriba-abajo				

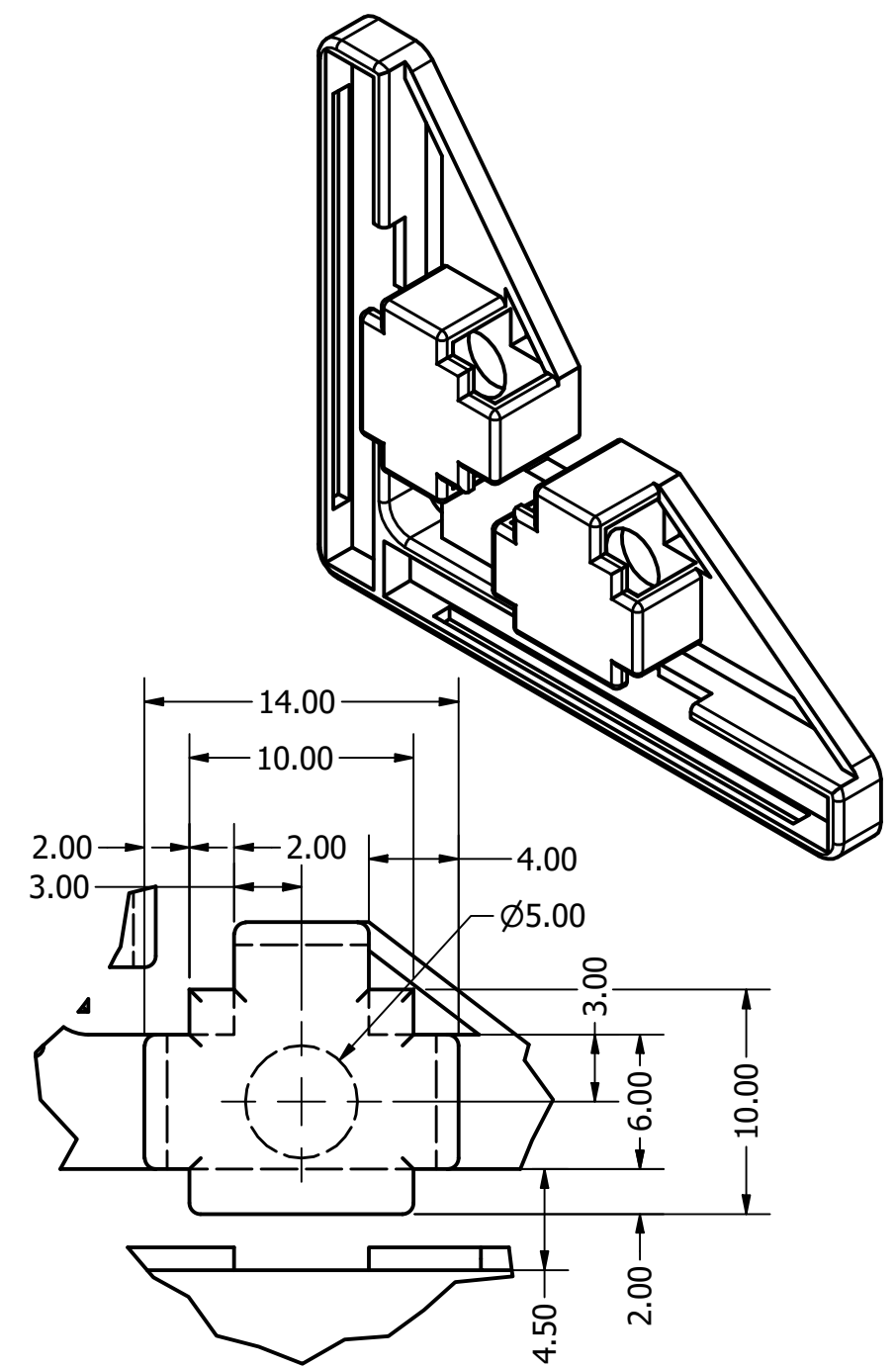
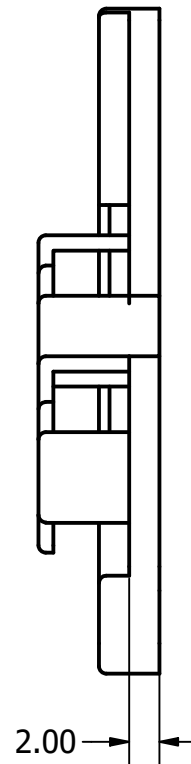
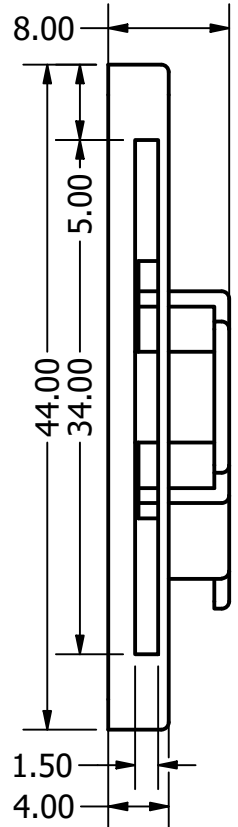
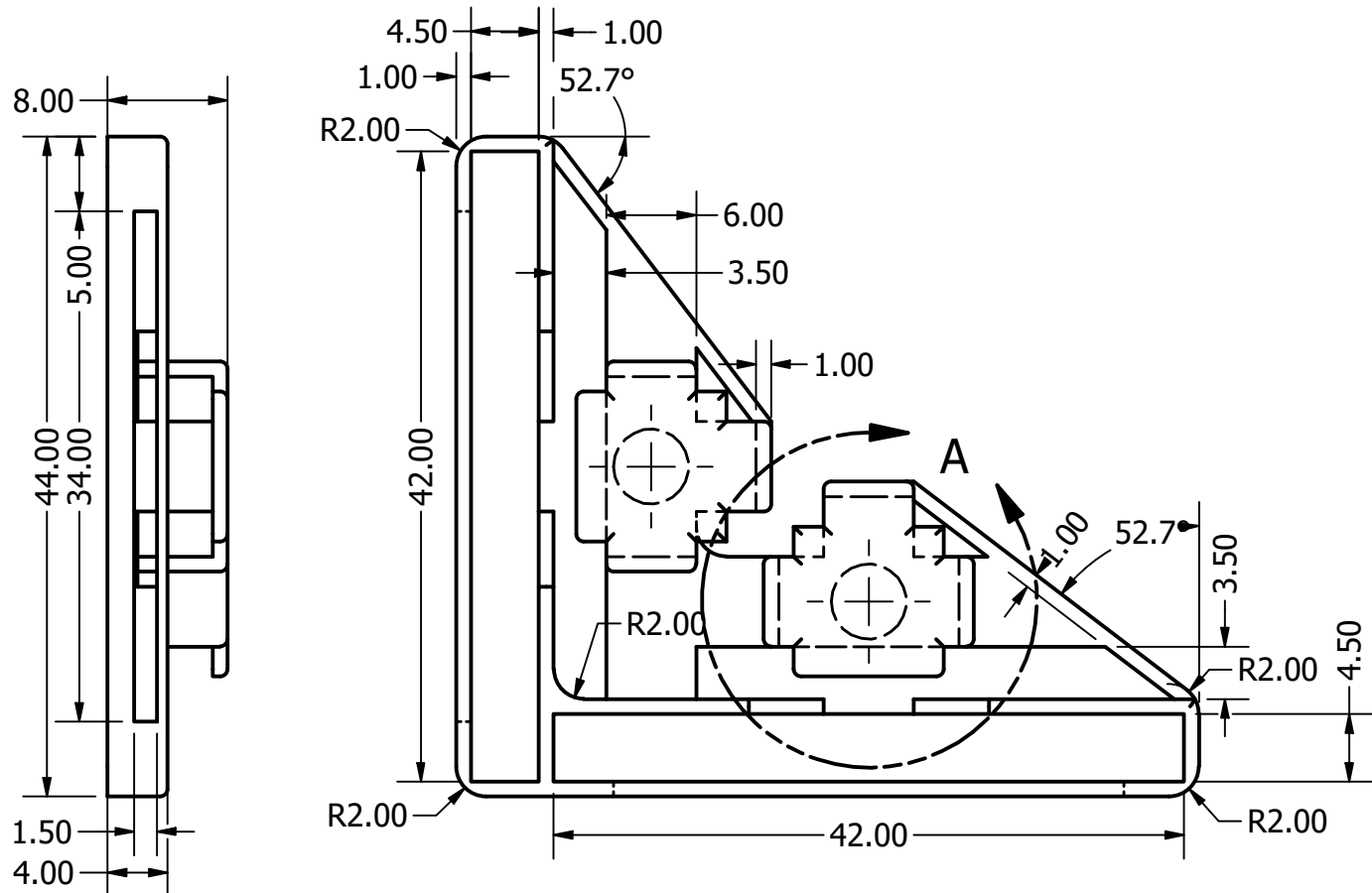


### **ANEXO 3: Plano del Mecanismo flexible**



UNIVERSIDAD DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA - UTEC		
	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO HÁPTICO PARA PERSONAS INVIDENTES CAPAZ DE REALIZAR ESTÍMULOS DIRECCIONALES	ESCALA 1:5
ANEXO 3	MECANISMO FLEXIBLE	FECHA: 08/07/2021
201610616	DAVID SEIJI HUEMURA OKUMURA	LÁMINA: A3-01

## **ANEXO 4: Plano del Soporte del Mecanismo flexible**



DETAIL A  
SCALE 3 : 1

UNIVERSIDAD DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA - UTEC		
	DISEÑO DE UN DISPOSITIVO HÁPTICO PARA PERSONAS INVIDENTES CAPAZ DE REALIZAR ESTÍMULOS DIRECCIONALES	ESCALA: 2:1
ANEXO 4	SOPORTE DEL MECANISMO FLEXIBLE	FECHA: 08/07/2021
201610616	DAVID SEIJI HUEMURA OKUMURA	LÁMINA: A3-01

## ANEXO 5: Código de control del sistema

### B.1. Código de control para la caracterización

```
#include <Servo.h>

Servo servoMotor;
void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  Serial.begin(9600);
  servoMotor.attach(9); // Pin de entrada del Servomotor
  servoMotor.write(0); // Valor inicial de la posición del servomotor
}

void loop() {
  // put your main code here, to run repeatedly:
  servoMotor.write(0); // El valor numérico determina el ángulo de rotación del eje del servomotor
  delay(1000);
}
```

## B.2. Código de control para la validación

```
int pin2=9; //Entrada 2 del L293D
int pin7=10; //Entrada 7 del L293D
int pin10=5; //Entrada 10 del L293D
int pin15=6; //Entrada 15 del L293D
int pote1=A0; //Potenciometro 1
int pote2=A1; //Potenciometro 2

int valorpote1; //Variable que recoge el valor del potenciometro1
int valorpote2; //Variable que recoge el valor del potenciometro2
int pwm1; //Variable del PWM1
int pwm2; //Variable del PWM2
int pwm3; //Variable del PWM3
int pwm4; //Variable del PWM4

void setup() {
  pinMode(pin2, OUTPUT);
  pinMode(pin7, OUTPUT);
  pinMode(pin10, OUTPUT);
  pinMode(pin15, OUTPUT);
}

void loop() {
  valorpote1=analogRead(pote1); //Se almacena el valor del potenciómetro 1
  valorpote2=analogRead(pote2); //Se almacena el valor del potenciómetro 2
  pwm1=map(valorpote1,0,1023,0,255);
  pwm2=map(valorpote1,0,1023,255,0);
  pwm3=map(valorpote2,0,1023,0,255);
  pwm4=map(valorpote2,0,1023,255,0);
  analogWrite(pin2,pwm1);
  analogWrite(pin7,pwm2);
  analogWrite(pin10,pwm3);
  analogWrite(pin15,pwm4);
}
```