

**Diseño de un actuador neumático para rehabilitación de mano humana.  
Proyecto PrExHand**

**Mónica Andrea Peñas Arteaga**

**Trabajo Dirigido**

**Tutor**

**Profa.Dra.Marcela Cristina Múnera Ramirez**

**Cotutor**

**Prof.Dr. Carlos Andrés Cifuentes García**



UNIVERSIDAD DEL ROSARIO  
ESCUELA COLOMBIANA DE INGENIERÍA JULIO GARAVITO  
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA  
BOGOTÁ D.C  
2019

## **Agradecimientos**

Quiero agradecer a mi familia por brindarme su apoyo, acompañarme en cada paso dado a lo largo de toda mi vida y a su arduo proceso de crianza fundamentado en valores y amor.

A mi tutora Marcela Múnera y mi cotutor Carlos Cifuentes, por guiarme e inspirarme en este proceso y en mi crecimiento profesional, a mis compañeros del centro de investigación en biomecatrónica por instruirme y apoyarme en la realización de mi trabajo de grado.

A mis amigos cercanos por cada momento donde su apoyo fue indispensable para hacer esto posible.

Por último, quiero agradecer la Universidad del Rosario y la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito por su acompañamiento en el mi formación profesional.

## Resumen

Dentro del marco del proyecto PrExHand, nombre que recibe un convenio de cooperación entre la *Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito* y el *University College London*, se desarrolló ésta investigación orientada a diseñar y elaborar un prototipo de un actuador neumático bio-inspirado en el dedo índice de la mano, que emule funcionalmente su movimiento de flexión. El diseño de este actuador está orientado a la creación de exoesqueletos basados en robótica suave para contribuir al restablecimiento del bienestar de personas que sufren discapacidades como consecuencia de accidentes cerebro vasculares o amputaciones de sus extremidades superiores.

Con tal propósito se implementó la siguiente metodología: (i) se estableció un modelo de diseño que concluyó en dos prototipos resultantes; (ii) se determinó y aplicó un procedimiento para la manufactura de los dos tipos de materiales implementados (elastómeros y textiles);(iii) se realizó una serie de pruebas preliminares para evaluar el desempeño y las propiedades mecánicas del actuador, a razón de analizar qué repercusiones se tendrían según el prototipo; y por último;(iv) se compararon los resultados frente al movimiento y la capacidad de fuerza en cada actuador.

Como conclusión se determinó que el prototipo elaborado con elastómeros presenta resultados potenciales en relación a la capacidad de fuerza y orientación del movimiento, que son características adecuadas para ser aplicadas tanto en una prótesis, como en una órtesis de mano. Por otro lado, en cuanto a los actuadores textiles, fue posible concluir que cumplen con los requerimientos de desempeño que se buscaban al inicio de este trabajo. Se determinó también que este tipo de actuador sería idóneo en el desarrollo de dispositivos vestibles tales como los guantes de asistencia. Sin embargo, cabe resaltar que para las interfaces basadas en material textil se deben agregar soportes a través de módulos adicionales que aumenten la rigidez y el volumen, con el fin de desarrollar prótesis de asistencia más seguras e integrales para los usuarios. Si bien se concluyó que los actuadores funcionaban, se debe continuar el proyecto con tareas futuras que complementen esta investigación a partir de la validación de los prototipos para posteriormente ser aplicados en el exoesqueleto de mano PrExHand.

# Índice general

Agradecimientos . . . . .	I
Resumen . . . . .	II
<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	<b>1</b>
1.1. Motivación . . . . .	1
1.2. Planteamiento del problema . . . . .	1
1.3. Objetivos . . . . .	2
1.3.1. Pregunta de investigación . . . . .	2
1.3.2. Objetivo general . . . . .	2
1.3.3. Objetivos específicos . . . . .	2
1.4. Contribuciones . . . . .	2
1.4.1. Publicaciones y Seminarios . . . . .	3
1.5. Organización del documento . . . . .	3
<b>2. ESTADO DEL ARTE</b>	<b>4</b>
2.1. La Mano . . . . .	4
2.1.1. Biomecánica de la mano . . . . .	6
2.1.2. Antropometría de la mano . . . . .	7
2.2. Goniometría de la mano . . . . .	8
2.3. Discapacidad de mano . . . . .	8
2.3.1. Discapacidad de mano por Accidente Cerebro Vascular (ACV) . . . . .	9
2.4. Concepto general de la rehabilitación . . . . .	9
2.4.1. Rehabilitación de mano . . . . .	9
2.4.2. Exoesqueletos de miembro superior Mano . . . . .	11
2.5. Robótica Suave . . . . .	14
2.5.1. Actuadores . . . . .	18
2.5.2. Actuadores neumáticos . . . . .	18
<b>3. METODOLOGÍA</b>	<b>19</b>
3.1. Diseño de un actuador neumático . . . . .	19
3.2. Manufactura de prototipos y análisis de desempeño . . . . .	23
3.2.1. Primer prueba de tensión . . . . .	24
3.3. Evaluar el movimiento y la capacidad de fuerza de los prototipos . . . . .	25
3.3.1. Capacidad de flexión a una misma presión de flujo . . . . .	25
3.3.2. Análisis capacidad de flexión . . . . .	26
3.3.3. Análisis de capacidad de fuerza. . . . .	26

3.3.4.	Análisis de capacidad de fuerza, banco de pruebas con polea. . . . .	27
3.3.5.	Propiedades físicas de los actuadores . . . . .	28
<b>4.</b>	<b>RESULTADOS Y DISCUSIÓN</b>	<b>29</b>
4.1.	Diseño de un actuador neumático . . . . .	29
4.1.1.	Manufactura y análisis de prototipos elaborados con diferentes mate- riales . . . . .	34
4.1.2.	Propiedades mecánicas de materiales textiles . . . . .	35
4.2.	Evaluación del movimiento y la capacidad de fuerza de los actuadores . . . . .	36
4.2.1.	Análisis de capacidad de flexión a una misma presión de aire . . . . .	36
4.2.2.	Presión de aire actuador en el actuador en posición inicial y máxima flexión. . . . .	39
4.2.3.	Análisis de la capacidad de fuerza implementando banco de pruebas . . . . .	40
4.2.4.	Análisis de la capacidad de fuerza banco de pruebas con polea . . . . .	41
4.2.5.	Análisis de las propiedades físicas de cada actuador . . . . .	41
<b>5.</b>	<b>CONCLUSIONES</b>	<b>43</b>
<b>6.</b>	<b>RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS</b>	<b>47</b>
	<b>BIBLIOGRAFÍA</b>	<b>50</b>

# Índice de figuras

2.1. Imagen adaptada descripción anatómica de la mano. . . . .	5
2.2. Imagen del dedo índice ejecutando el movimiento de flexión, en esta figura se pueden identificar las falanges: proximal, distal y media. Adicionalmente, se puede visualizar la unión carpometacarpiana - <i>CMC</i> - que corresponde a la unión articular entre los huesos del carpo y el metacarpo, la articulación interfalángica proximal - <i>IP</i> - que corresponde a la unión existente entre la falange proximal y el metacarpo y la articulación interfalángica distal - <i>ID</i> - que corresponde a la unión entre la falange distal y la falange media, las cuales son las que otorgan el movimiento de flexión en la extremidadt[15]. . . . .	7
2.3. Movimientos de flexión y extensión, abducción y abducción en la articulación CMC y TMC [19]. . . . .	8
2.4. Robot AMADEO desarrollado por Tyromotor [35], para terapias de asistencia en rehabilitación de miembro superior. . . . .	11
2.5. Exoesqueleto rígido para rehabilitación de miembro superior mano [38]. . . . .	11
2.6. Exoesqueletos rígidos para rehabilitación de miembro superior mano: (A) exoesqueleto <i>Kadowaki</i> para asistencia en movimiento [39], (B) exoesqueleto <i>Hasegawa</i> para asistencia en movimiento [40] y (C) exoesqueleto <i>DiCico</i> desarrollado con materiales mixtos para la asistencia de mano [41] . . . . .	12
2.7. Mano robótica <i>qb Soft Hand</i> , desarrollada por la empresa <i>qb robotics</i> , implementando tecnología suave y tecnología rígida [47]. . . . .	14
2.8. Pinza robótica para mecanismos industriales automatizados <i>qb Soft Hand</i> [47].	14
2.9. Robot OCTOPUS [51]. . . . .	15
2.10. Robot GoQBot [52]. . . . .	16
2.11. Pinzas robóticas blandas para productos biológicos de muestreo en arrecifes profundos [53]. . . . .	16
2.12. Actuador PneuNet en una aplicación para asistencia en guante de rehabilitación [54]. . . . .	17
2.13. Actuador de fibra reforzada en una aplicación [55]. . . . .	17
3.1. Estructuras del actuador de fibra reforzada. . . . .	21
3.2. Tipos de actuadores de fibra reforzada, según su capacidad de movimiento; tipo A extensión, tipo B expansión, tipo C twist y tipo D flexión. . . . .	21
3.3. Esquema neumático uno, válvulas de paso implementadas. . . . .	22
3.4. Esquema neumático dos, válvula de dos posiciones para movimiento de flexión. . . . .	22

3.5.	Esquema neumático tres, sistema de paso de presión de aire hacia al actuador en flexión (actuador presurizado) y extensión (actuador despresurizado). . . .	23
3.6.	Equipo para ensayos de tensión "Shimadzu 10K"[60]. . . . .	24
3.7.	Análisis de posición del actuador implementando "kinovea". . . . .	25
3.8.	Análisis de posición del actuador. . . . .	26
3.9.	Primer prueba de capacidad de fuerza del actuador implementando un dinamómetro analógico. . . . .	27
3.10.	Segunda prueba de análisis de la capacidad de fuerza de los actuadores, modificación del banco de pruebas inicial. . . . .	28
3.11.	Sección del actuador de fibra reforzada. . . . .	28
4.1.	Molde en 3D primera capa del actuador, sección transversal. . . . .	29
4.2.	Paso 1 manufactura actuador del fibra reforzada: molde capa interna, diseñado para elaborar la cavidad interna del actuador con troquelado impreso sobre la cara interna para guía de costura. . . . .	30
4.3.	Paso 2 manufactura del actuador de fibra reforzada: Molde capa externa del actuador, diseñado para sellar con material siliconado el actuador de fibra reforzada, dicho actuador ya con la fibra analística añadida sobre la superficie plana y la costura externa. . . . .	30
4.4.	Primer paso de la manufactura del actuador de fibra reforzada, primer molde de silicona. . . . .	31
4.5.	Resultado final actuador de fibra reforzada. . . . .	32
4.6.	Esquema de diseño del actuador textil. . . . .	33
4.7.	Diseño final actuador textil, descripción de su interfaz y entrada de aire. . . .	33
4.8.	Actuadores textiles B y C, resultados finales del proceso de manufactura de un actuador tipo textil, con los textiles elásticos mencionados en la sección metodológica de manufactura del actuador. . . . .	34
4.9.	Imagen tomada en el ensayo de tensión, donde se puede observar el fallo de la probeta correspondiente al material textil negro. . . . .	35
4.10.	Análisis textil 1 software "kinovea". . . . .	36
4.11.	Análisis textil 2 software "kinovea". . . . .	37
4.12.	Análisis del actuador de Dragon skin por medio del software "Kinovea. . . . .	38
4.13.	Análisis del actuador de Ecoflex 00 - 30 por medio del software "kinovea". . . .	38
6.1.	Pasos de manufactura del sensor de fibra blando. . . . .	48
6.2.	Planteamiento para medición, sensor de fibra blanda. . . . .	49
6.3.	figura A vista lateral del mecanismo de sensado adaptado, B vista superior. . .	49

# Índice de tablas

2.1. Rangos de movimiento de la mano. . . . .	6
2.2. Movimientos de las articulaciones de los dedos, en cuanto al movimiento de abducción y aducción, N/A para el movimiento de las articulaciones interfalángica proximal y interfalángica distal. . . . .	7
2.3. Revisión de estado del arte de algunos exoesqueletos que automatizan su interfaz por medio de un sistema de actuación neumática. . . . .	13
2.4. Breve descripción de los actuadores suaves seleccionados como los de mayor interés para ser aplicados en esta investigación. . . . .	17
3.1. Materiales implementados en la manufactura del actuador de fibra reforzada. . . . .	20
3.2. Materiales implementados en la manufactura del actuador textil. . . . .	20
3.3. Diferentes tipos de actuadores de fibra reforzada; Tipo A específico para extensión, tipo B específico para expansión, tipo C específico para twist y tipo D específico para flexión. . . . .	21
3.4. Materiales implementados en la manufactura del actuador textil [59]. . . . .	23
4.1. Reporte de ensayos de tensión en textiles implementando la norma ASTM5035-11 (2019)[61], implementando el espécimen <i>Cut Strip Test - 1C</i> . El valor entre paréntesis corresponde a la desviación estándar de cada tipo de textil. . . . .	36
4.2. Medidas obtenidas en la comparación de la capacidad de flexión a una misma presión de aire. . . . .	37
4.3. Medidas obtenidas en la comparación de la capacidad de flexión a una misma presión de aire. . . . .	39
4.4. Necesidad de presión de aire, en psi de valores obtenidos por cada actuador . . . . .	39
4.5. Capacidad de fuerza actuadores textiles y siliconados banco de pruebas sin polea. . . . .	40
4.6. Resultado capacidad de fuerza actuadores textiles y siliconados banco de pruebas con polea adaptada y actuador invertido. . . . .	41
4.7. Características físicas del actuador con aire (inflado). . . . .	41
4.8. Características físicas del actuador con aire (inflado). . . . .	42

# Capítulo 1

## INTRODUCCIÓN

### 1.1 Motivación

Este trabajo de investigación se desarrolló con el propósito de elaborar un prototipo de un actuador neumático; con criterios de diseño bio-inspirados en el dedo índice de la mano. Un actuador que cumpliera con patrones del criterio físico de la extremidad en su diseño y la capacidad de emular funcionalmente el movimiento de flexión.

El prototipo se desarrollo dentro del marco del proyecto *PrExHand*, un proyecto de cooperación entre la *Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito* y *University College London (UCL)*, financiado por *The Royal Academy of Engineering* del Reino Unido con el contrato IAPP1819 \264. Estableciendo como mayor área de interés la aplicación de robótica suave para el desarrollo de este dispositivo, a razón de mejorar la capacidad del interacción del dispositivo con el usuario.

### 1.2 Planteamiento del problema

Como se anotó, el desafío de PrExHand es crear un exoesqueleto, basado en robótica suave, asequible en costes y desarrollo, para contribuir a la rehabilitación y la asistencia de diferentes consecuencias patológicas en la rehabilitación post episodio accidente cerebro vascular.

Según las organizaciones americanas del corazón y la de accidentes cerebro vasculares [1], los accidentes cerebro vasculares son la segunda causa de muerte y discapacidad a nivel mundial. Muchos de los sobrevivientes deben enfrentar la discapacidad de sus extremidades superiores o inferiores, para lo cual se han desarrollados soluciones como las órtesis y los exoesqueletos bio-inspirados como medio de asistencia o rehabilitación.

Uno de las limitaciones de estas soluciones es el alto costo de los materiales y proceso de manufactura; como por ejemplo el proceso de prototipado en 3D, son estas las razones que reducen el acceso a este tipo de tecnologías a pacientes en países de ingresos bajos y medios como Colombia. De otro lado, a nivel de interfaz estas soluciones tienen limitaciones tecnológicas debido a los patrones de diseño y los materiales, los cuales repercuten en el desempeño de los dispositivos, sus características físicas y la capacidad para realizar movimientos mas similares a los de la mano humana.

### **Prototipar un actuador**

El proyecto PrExHand requiere el desarrollo colaborativo de varias soluciones, la que aquí se presenta corresponde al prototipo de una pieza clave: los actuadores neumáticos desarrollados con materiales suaves, que posiblemente emularán el movimiento del exoesqueleto o en combinación con otros materiales crearan la interfaz de este. A renglón seguido se establecen la pregunta de investigación, los objetivos, la metodología, los resultados alcanzados, las conclusiones y las recomendaciones. Al final se establece una ruta de diseño y de desarrollo que contribuirá a la rehabilitación o asistencia de personas con limitaciones en su movilidad.

## **1.3 Objetivos**

### **1.3.1. Pregunta de investigación**

¿Es posible crear un actuador basado en robótica suave que asista o remplace los movimientos de los dedos de la mano humana?

### **1.3.2. Objetivo general**

Diseñar un actuador automatizado por medio de un sistema neumático, basado en robótica suave, para su futura implementación en exoesqueletos o prótesis de mano.

### **1.3.3. Objetivos específicos**

1. Realizar una revisión bibliográfica de la literatura que describa el uso de la robótica suave para el desarrollo de mecanismos de actuación.
2. Diseñar un actuador neumático bio-inspirado en el dedo índice que emule el movimiento de flexión y su capacidad de fuerza.
3. Manufacturar prototipos con diferentes materiales blandos para determinar cómo contribuyen sus propiedades mecánicas al desempeño de actuación.
4. Evaluar el movimiento y la capacidad de fuerza de los prototipos del actuador, a razón de establecer las recomendaciones frente al: diseño, los materiales y la funcionalidad del actuador para ser aplicado en el exoesqueleto PrExHand.

## **1.4 Contribuciones**

Teniendo en cuenta los objetivos establecidos y el marco del proyecto en el que se desarrolla, se exponen las contribuciones realizadas a continuación:

- Diseño de un actuador neumático basado en materiales elastómeros que emula las características físicas y de movimiento de flexión del dedo índice, dicho actuador podrá ser aplicado en prótesis y órtesis para rehabilitación o asistencia de mano.
- Diseño de un actuador neumático basado en materiales textiles que emula las características físicas y de movimiento de flexión del dedo índice, dicho actuador podrá ser aplicado en órtesis para rehabilitación o asistencia de mano. Adicionalmente podrá ser

adaptado en prótesis de mano implementando materiales que le aporten rigidez a la interfaz que estén desarrollando.

- Protocolo de pruebas preliminares para validación del desempeño de los actuadores mencionados, donde se evalúa: (i) desempeño de actuación, (ii) capacidad de movimiento y (iii) análisis de las propiedades mecánicas del actuador a razón de analizar su repercusión en el diseño.

#### 1.4.1. Publicaciones y Seminarios

Para el segundo periodo del 2019 se realizó una publicación importante en la conferencia de RAR2019, un evento científico que reúne investigadores y profesionales del área de la salud e ingeniería enfocados en temas de rehabilitación y tecnologías para la inclusión de personas en condición de discapacidad.

- Ramos, O., Peñas, M., Wurdemann, H., Múnera, M. Cifuentes, C. A., Moazen, M. (2019). Material implications in fiber Reinforced type actuators for human finger assistance applications.

### 1.5 Organización del documento

El documento esta organizado de la siguiente forma:

1. En el capitulo 2, se encuentra el estado del arte en cuanto al uso de dispositivos de asistencia y rehabilitación de mano. Se realiza una breve descripción de los parámetros funcionales de la mano que se tendrán en cuenta para dar solución al objetivo general de este trabajo de investigación.
2. En el capitulo 3, se expone la metodología orientada a dar solución a cada uno de los objetivos planteados. En esta sección se describe el planteamiento de los métodos en pruebas preliminares realizadas para validar los resultados obtenidos.
3. En el capitulo 4, se muestran todos los resultados respectivos a cada planteamiento metodológico, donde se exponen imágenes, tablas y evidencia fotográfica de los resultados obtenidos.
4. En el capitulo 5, se muestran las conclusiones obtenidas a partir de los resultados consignados en el capitulo anterior, orientadas a la solución que se obtuvo.
5. En el capitulo 6, se proponen recomendaciones sobre los resultados obtenidos y tareas en las que se esta trabajando actualmente para contribuir al desarrollo y validación de estos sistemas.

## Capítulo 2

# ESTADO DEL ARTE

El objetivo fundamental de este capítulo es hacer una introducción a la rehabilitación de miembro superior mano implementando exoesqueletos, prótesis, órtesis o dispositivos vestibles, enfocadas al área terapéutica y de asistencia. La razón del uso de estos dispositivos es reproducir movimientos de la motricidad gruesa de la mano como el prensil o el agarre, que contribuyan a la recuperación o asistencia después de presentar espasticidad muscular, en primera instancia es importante hablar brevemente de la anatomía y el funcionamiento de la mano y exponer la evidencia del uso de este tipo de dispositivos para la rehabilitación de miembros superiores.

### 2.1 La Mano

La mano o miembro superior externo, se encarga de realizar movimientos de precisión y fuerza, que, en acción con la oposición del pulgar, proporcionan la capacidad del movimiento biomecánico de un prensil [2]. Debido a la gran cantidad de terminales nerviosas y sensoriales que existen en cada uno de los dedos, tiene la capacidad de ejecutar movimientos delicados y precisos [3].

Es un receptor sensorial que tiene una relación indisoluble con el cerebro, conectando al usuario con el entorno que lo rodea [4]. Según la clasificación de los "Therbligs" desarrollada por los Psicólogos industriales Frank y Lilian Gilberth [5], se describen 17 movimientos fundamentales del cuerpo humano para el trabajo [4]. Teniendo en cuenta esta clasificación la mano debe desarrollar movimientos básicos entre los cuales están: sujetar, alcanzar, mover, sostener y soltar entre otros.

Anatómicamente la mano está conformada por una base palmar y cinco pilares óseos denominados metacarpianos (ver figura 2.1), cada uno de ellos con huesos móviles nombrados de manera proximal a distal; 5 falanges proximales, 4 falanges medias, 5 falanges distales y 2 huesos sesamoideos [3],[6].

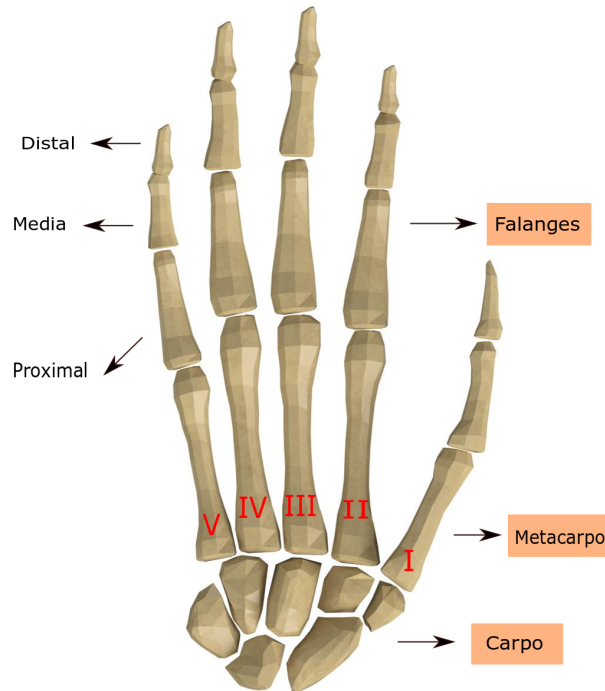


Figura 2.1: Imagen adaptada descripción anatómica de la mano.

Si bien la mano está formada por dos complejos de uniones óseas; Carpo, metacarpo y falanges, cada complejo tiene pequeñas subdivisiones [6].

- Huesos del carpo
- Huesos del metacarpo
- Falanges

Los huesos del carpo, son pequeñas estructuras óseas organizadas a manera de pilares o filas, la organización de estos huesos forma la muñeca de la mano [7]. El metacarpo corresponde a 5 Pilares óseos que forman la palma de la mano, dichas columnas corresponden a los cinco huesos metacarpianos [6][8], estos numerados desde el pulgar hasta el dedo meñique.

Las falanges en la mano corresponden a las uniones óseas de cada metacarpiano, pueden ser de tipo proximal, media o distal, este nombramiento va asociado a la posición y distancia que toman con relación al carpo [9]. Estas son las encargadas de ser la parte de soporte y rigidez capaz de generar curvaturas necesarias para el movimiento del dedo [9]. Adicionalmente, la mano cuenta con un complejo articular que en combinación con el sistema musculoesquelético, permite capacidad de movimientos en el miembro.

Una articulación es un tipo de tejido viscoso, encontrado en las juntas óseas, este tiene menor módulo de Young con respecto al hueso [7]. El complejo articular de la mano está conformado por las articulaciones carpometacarpianas (CMP), metacarpofalángicas (MCF), interfalángicas proximales (IP) e interfalángicas (ID) distales, la última mencionada no se encuentra presente en el pulgar por la ausencia de falange media [9][8], estas como su nombre lo evidencia están denominadas dependiendo la unión de los complejos óseos en las que se encuentran ubicadas.

### 2.1.1. Biomecánica de la mano

La Biomecánica estudia la funcionalidad de la mano, relacionando la capacidad de fuerza ejercida por el miembro y su gasto energético. La mano tiene distribuida su funcionalidad en sus 5 estructuras óseas conformadas por falanges proximales, medias y distales [10]. Dicha funcionalidad describe la capacidad de los metacarpianos al realizar una fuerza prensil, la cual esta asociada a la interacción del sistema músculo esquelético, formando una cadena cinética de huesos y articulaciones, desde la muñeca hasta las falanges distales [2]. La fuerza prensil, es un parámetro que permite evaluar el nivel de fuerza muscular y la funcionalidad de la mano en un agarre [11].

El primer metacarpiano o dedo pulgar es responsable del movimiento de oposición, la columna media conformada por el II y III metacarpiano, dedos índice y medio, está encargada de la dirección del prensil, por último la columna del V metacarpiano corresponde a la fijeza del prensil.

La cinemática de la mano hace alusión a un modelo de cuerpos rígidos representados por las estructuras óseas, conectados por tejido blando [12]. La relación del movimiento de la mano está asociada a inervaciones y conexiones músculo esqueléticas con el antebrazo, capaces de generar movimientos. Si bien el miembro superior genera movimientos independientes con respecto al cuerpo, la mano esta ligada funcionalmente al brazo y al antebrazo por el sistema músculo esquelético [9].

La mano tiene un rango de movimientos dentro de los cuales puede desempeñar diferentes acciones[13] ver tabla 2.1.

Movimiento	Volumen de trabajo
Flexión de muñeca	80°
Extensión de muñeca	70°
Aducción de muñeca	20°
Abducción de muñeca	30°

Tabla 2.1: Rangos de movimiento de la mano.

Adicionalmente, cuenta con un agarre de fuerza que corresponde a la posición flexionada de las tres articulaciones. Este movimiento puede observarse al agarrar un objeto, donde se genera una desviación cubital y el movimiento de dorci-flexión para aumentar la tensión de los tendones flexores [2]. En conjunto, puede realizar un agarre de precisión el cual es implementado para la manipulación de objetos pequeños entre el pulgar y las caras flexoras de los dedos [2]. Los agarres tienen una clasificación dependiendo de las falanges implementadas en el soporte del objeto.

Por otra parte, el movimiento de los dedos se mide en función de los grados máximos de flexión y extensión. La movilidad de los dedos varía dependiendo los grados de libertad de las articulaciones, donde los cuatro dedos tienen diferentes grados de libertad [14].

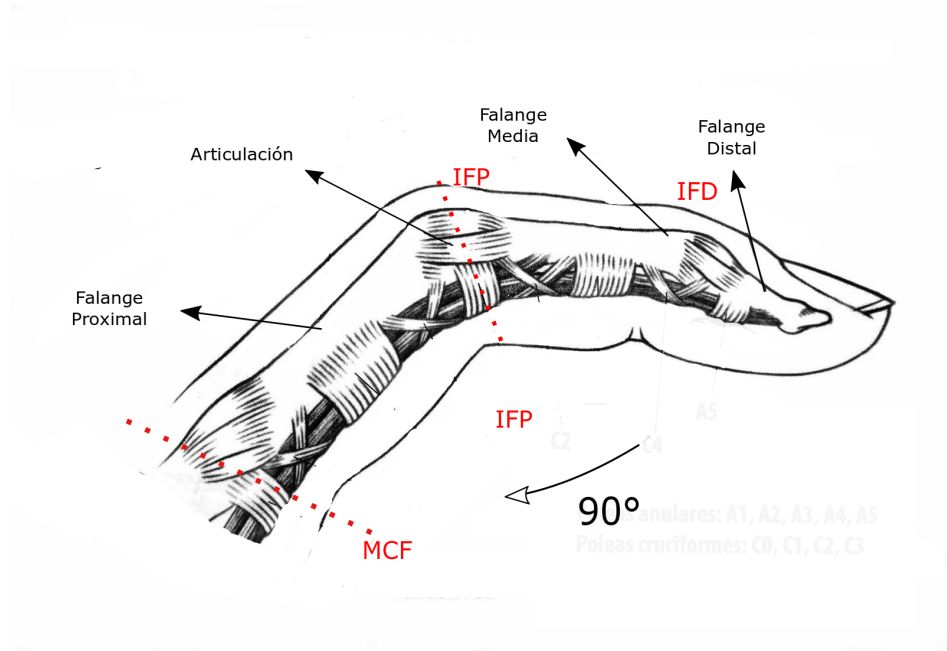


Figura 2.2: Imagen del dedo índice ejecutando el movimiento de flexión, en esta figura se pueden identificar las falanges: proximal, distal y media. Adicionalmente, se puede visualizar la unión carpometacarpiana -*CMC*- que corresponde a la unión articular entre los huesos del carpo y el metacarpo, la articulación interfalángica proximal -*IP*- que corresponde a la unión existente entre la falange proximal y el metacarpo y la articulación interfalángica distal -*ID*- que corresponde a la unión entre la falange distal y la falange media, las cuales son las que otorgan el movimiento de flexión en la extremidad [15].

En cuanto al movimiento de flexión los dedos presentan ángulos de movimiento de las articulaciones, estos se pueden observar en la siguiente tabla 2.2 y la ubicación de las uniones articulares mencionadas se puede visualizar en la imagen 2.2.

Articulación	Flexión	Abducción	Aducción
Metacarpofalángica	90°	20°	20°
Interfalángica proximal	100°	N/A	N/A
Interfalángica distal	90°	N/A	N/A

Tabla 2.2: Movimientos de las articulaciones de los dedos, en cuanto al movimiento de abducción y aducción, N/A para el movimiento de las articulaciones interfalángica proximal y interfalángica distal.

### 2.1.2. Antropometría de la mano

La antropometría es la rama de las ciencias humanas que estudia las dimensiones del cuerpo, esto es, talla, forma, fuerza, movilidad y capacidad de trabajo [16]. Adicionalmente puede definirse como una disciplina que describe las diferencias cuantitativas de las dimensiones del

cuerpo humano. Dichas de menciones, se realizan tomando como referencia estructuras anatómicas. Finalmente se puede describir la antropometría como el medio de adaptación física del ser humano con el entorno [17].

En cuanto a la mano, se establece que es un mecanismo funcional bastante complejo que realiza diversas tareas. Para la realización de las tareas manuales se deben tener en cuenta factores óptimos de destreza, precisión y psicomotrices en el control de los movimientos de la mano [18].

## 2.2 Goniometría de la mano

La articulación CMC de la mano es la única en la que es posible realizar análisis biomecánico mediante un goniómetro, esta articulación es la trapezometacarpiana (TMC), correspondiente a la columna osea mecánica del pulgar [2] (ver figura 2.3).

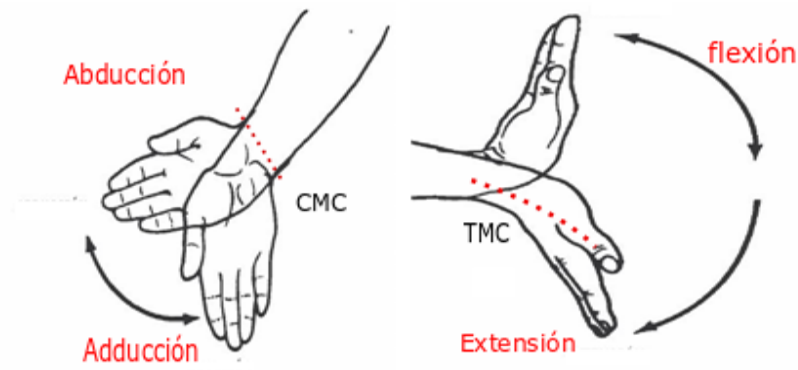


Figura 2.3: Movimientos de flexión y extensión, abducción y aducción en la articulación CMC y TMC [19].

Esta articulación tiene grados de movimiento que se generan alrededor de ejes con dirección oblicua respecto a planos de referencia. Los movimientos efectuados por esta articulación son flexión; extensión y abducción y aducción [9]. La Flexión de la articulación TMC es de  $15^\circ$ . [2].

## 2.3 Discapacidad de mano

La gravedad de una patología de manos y/o muñecas, la intensidad de ésta y las características del accidente presentado pueden desencadenar en el término de discapacidad de mano, asociada a la pérdida de funcionalidad del miembro o ausencia del mismo [20].

La discapacidad de miembro superior puede repercutir en la vida del usuario causando limitaciones en la realización de actividades de la vida cotidiana, generando un impacto a nivel personal, social y económico. Dos de las condiciones más comunes en las cuales desencadena diagnóstico como discapacidad de mano; son los accidentes cerebro vasculares y la amputación de miembro superior ocasionada por accidentes, patologías externas o malformaciones en la gestación del feto [21].

### **2.3.1. Discapacidad de mano por Accidente Cerebro Vascular (ACV)**

Este tipo de discapacidad habla específicamente sobre la pérdida de la funcionalidad de un miembro móvil, posterior a presentar un accidente cerebro vascular, ya que es una consecuencia común la pérdida de la funcionalidad debido a espasticidad progresiva en miembros superiores o inferiores [22]. El accidente cerebro vascular, ocurre cuando una arteria que va al cerebro se obstruye o se rompe, produciendo la muerte de un área del tejido cerebral, provocada por la pérdida de irrigación sanguínea (infarto cerebral) y causando síntomas repentinos [23]. Las secuelas de un ACV implican siempre un cierto grado de dependencia [22], si bien es posible acceder a tratamientos y diferentes tipos de rehabilitación, no es común que se recupere por completo la misma calidad de vida antes de presentar el accidente.

La pérdida de autonomía entre los adultos y su consiguiente dependencia es otra forma de expresar la severidad de las discapacidades resultantes de los accidentes cerebro vasculares [24]. El conjunto de las discapacidades físicas común en los supervivientes de accidente cerebro vascular es simultáneo o secundario a la enfermedad. Temporal o permanentemente, causa daños en las actividades de la vida diaria como alimentarse, vestirse, cuidado de higiene personal, uso de electrodomésticos, uso de transporte, entre otros. El ajuste a la discapacidad física después de un ACV es un proceso de colaboración entre el paciente, la familia y los profesionales de la salud. Esa colaboración no se limita al ambiente del hospital y debe continuar durante todo el curso de la enfermedad [25]. Específicamente al haber experimentado esta patología, existe un aumento inusual del tono muscular, un periodo de tiempo donde los músculos tienden a ponerse tensos, rígidos, y presentar incapacidad de agarre y crear resistencia al estiramiento, es decir entrar en un estado hipertrófico. Esto ocurre debido a que existen regiones específicas en el cerebro encargadas de controlar la tonalidad muscular las cuales hayan sido afectadas por falta de irrigación al momento del suceso. La mano en este caso es uno de los miembros más afectados entre las estadísticas, tiende a perder el tono de los músculos y su elasticidad, limitando los movimientos y perdiendo la capacidad de fuerza y estiramiento de los tejidos progresivamente. Es por esta razón que deben implementarse terapias físicas con motivo de reducir el porcentaje de espasticidad y la pérdida de la funcionalidad total y autónoma del miembro [26].

## **2.4 Concepto general de la rehabilitación**

El término rehabilitar corresponde a una innumerable variedad de respuestas a la discapacidad, esta puede tratarse de intervenciones o adaptaciones con dispositivos de ayuda para recuperar parcial o totalmente una función perdida [21]. En algunas patologías, la rehabilitación es esencial para participar en educación, mercado laboral y entorno social, etc. Tiene como fin proporcionarle al usuario un funcionamiento óptimo en interacción con el entorno que lo rodea. La rehabilitación difiere de la habilitación debido a que cuando hablamos del término habilitar este se refiere a usuarios que presentan patologías de tipo congénito, la rehabilitación, por otra parte, consiste en recuperar una funcionalidad perdida [27].

### **2.4.1. Rehabilitación de mano**

La rehabilitación de mano, hace referencia todos los procesos implementados para tratar lesiones a nivel del miembro superior (Mano). Lo más usual al haber presentado una lesión o patología, es tratar al usuario con diversas

técnicas y terapias de ciclos repetitivos de ejercicios físicos, estos contribuyen a mejorar la capacidad de movimiento de la mano y realizar reentrenamiento al usuario en patrones de motricidad perdidos [27]. Las terapias físicas pretenden generar en el usuario restablecimiento de funcionalidades como el pellizco y la función de agarre, entre otras, adicionalmente, contribuir a mejorar el porcentaje fuerza del miembro [28]. Si bien en estas técnicas empleadas es necesario el uso de objetos, mecanismos o dispositivos que perfeccionen el proceso de rehabilitación del usuario, la contribución de mecanismos robóticos o dispositivos autónomos, le brinda calidad al proceso de recuperación del usuario. Debido a esta justificación nace el implemento de exoesqueletos, órtesis, prótesis o dispositivos vestibles en las terapias de rehabilitación. [29]. En el caso del ACV, las estrategias de rehabilitación emplean: férulas funcionales, terapia manual, entrenamiento orientado a tareas, terapias de inducción de movimiento y robots.

### **Férulas**

Como se mencionó anteriormente, es característico al experimentar este tipo de patologías, resistencia al estiramiento en las extremidades [30]. Debido a esto, una terapia muy usada en esta área es el uso de férulas de soporte, inmovilizando y limitando el movimiento por completo, lo cual evita generar recogimiento de los tejidos [31].

### **La terapia manual**

Son ciclos repetitivos de ejercicio para rehabilitar, estas secuencias le permiten al usuario reducir el porcentaje de espasticidad, la inelasticidad muscular y la pérdida de tono, promoviendo que el músculo tienda a deteriorarse más con relación al estado en el que se encuentre [32]. Estas terapias físicas pueden ayudar al usuario a reducir dolor con los ciclos repetitivos de movimiento, adicionalmente los tratamientos son bastante efectivos a diferencia de casos de pacientes severamente deteriorados. Es una tarea que debe desarrollar un experto en el área, esta se puede acompañar de objetos que potencien el resultado de la terapia [33].

### **Entrenamiento orientado a tareas y terapias de inducción del movimiento**

Este tipo de entrenamiento y tareas se desempeñan con un protocolo similar a la terapia física o manual descrita en el ítem anterior, a diferencia de este último, el presente se encuentra orientado a tareas de la vida diaria, por ejemplo alcanzar, sujetar, soltar un objeto y manipulación del mismo entre otras, entre otras [34].

### **Implemento de robots**

Los robots pueden ser mecanismos de tipo asistencial. En ese sentido, existe una área que usa la robótica como medio de interacción con el paciente, creando ambientes con fines terapéuticos, pero que representen para el usuario espacios recreativos. Un ejemplo de esto son los dispositivos de interacción humano-máquina como el robot *AMADEO* ver figura 2.4. Este robot, permite reeducar la movilidad de los dedos de la mano de manera individual en pacientes con dificultades motoras.



Figura 2.4: Robot AMADEO desarrollado por Tyromotor [35], para terapias de asistencia en rehabilitación de miembro superior.

Los métodos y mecanismos antes mencionados son algunos de los primeros medios de rehabilitación del miembro superior, una de las mayores tendencias actualmente es implementar el uso de mecanismos robóticos vestibles o adaptables al miembro que permitan ser usados como medio de rehabilitación o asistencia, dependiendo del grado y tipo de discapacidad.

Específicamente, si hablamos de los pacientes post ACV, se implementan estos dispositivos con motivo de retener el deterioro progresivo del sistema muscular afectado, en el tratamiento de este tipo de patologías se implementan diversos exoesqueletos para iniciar el proceso de rehabilitación y lograr un desempeño más rápido.

#### 2.4.2. Exoesqueletos de miembro superior Mano

Un exoesqueleto de mano, es un mecanismo robótico que puede ser automatizado neumática o eléctricamente, pueden ser de asistencia o rehabilitación [36]. El uso de este tipo de tecnologías pretende otorgar al usuario que haya presentado alguna patología asociada a la pérdida de movilidad o ausencia del miembro, recuperar porcentualmente su capacidad motriz (ver figura 2.5) [37].

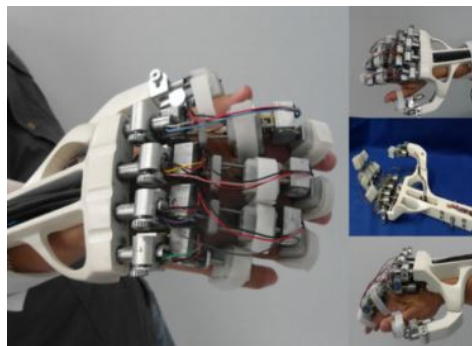


Figura 2.5: Exoesqueleto rígido para rehabilitación de miembro superior mano [38].

Estos dispositivos pueden estar actuados por diferentes mecanismos de automatización y por ello, existen diversas técnicas de diseño empleadas en su desarrollo. Pueden ser elaborados con materiales rígidos como flexibles. A continuación se describirán algunos de los dispositivos que marcaron la tendencia dentro de este tipo de tecnología (ver figura 2.6).

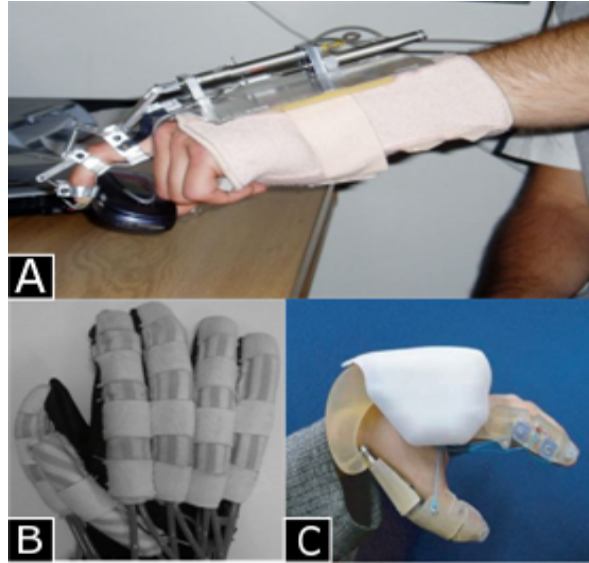


Figura 2.6: Exoesqueletos rígidos para rehabilitación de miembro superior mano: (A) exoesqueleto *Kadowaki* para asistencia en movimiento [39], (B) exoesqueleto *Hasegawa* para asistencia en movimiento [40] y (C) exoesqueleto *DiCico* desarrollado con materiales mixtos para la asistencia de mano [41]

Referencia	Actuación	Interfaz	Descripción del funcionamiento
Kadowaki [39]	Neumática	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Músculos neumáticos de goma</li> <li>- Sensores de curvatura</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Guante de asistencia</li> <li>- Capacidad de prensil</li> <li>- Agarre</li> <li>- Control por postura del dedo medio</li> </ul>
DiCicco [41]	Neumática	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Cables tendinosos</li> <li>- Cilindros neumáticos</li> <li>- Cilindro neumático de compresión</li> <li>- Cilindro neumático por extensión</li> <li>- Algoritmo de control on/off</li> <li>- Sensor de EMG</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Exoesqueleto órtico</li> <li>- Movimiento de pellizco</li> </ul>
Takagi [42]	Neumática	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Cilindros neumáticos</li> <li>- Sensor de flexión</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Sistema de agarre</li> <li>- Acción de tres dedos (pulgar, índice y medial)</li> <li>- Los cilindros provocan</li> <li>- Testeo de ángulo de flexión por medio del sensor</li> </ul>
Hasegawa [40]	Neumática	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mecanismo tendinoso</li> <li>- Sistema de detección dual</li> <li>- Algoritmo bioeléctrico</li> <li>- Motores de control</li> <li>- Medición de la fuerza de agarre por medio de potencial bioeléctrico medido por electrodos</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Dispositivo con 11 grados de libertad</li> <li>- Combinación de mecanismo tendinoso y neumático accionado por motores</li> <li>- Asistencia dual a menor o mayor necesidad de fuerza requerida por el usuario</li> </ul>
Shields [43]	Neumática	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Sensores de fuerza</li> <li>- Control on/off</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Guante de soporte</li> <li>- Intención de flexión detectada por sensor de fuerza</li> <li>- Botón on/off de acción controlado por sensor de fuerza</li> </ul>

Tabla 2.3: Revisión de estado del arte de algunos exoesqueletos que automatizan su interfaz por medio de un sistema de actuación neumática.

Como se mencionó anteriormente, existen muchos dispositivos de asistencia y rehabilitación, los cuales tienen diversas funcionalidades y aplicaciones. En esta breve descripción del estado del arte se encontró que existen limitaciones de funcionalidad, en consecuencia de limitaciones relacionadas con: el soporte, los grados de libertad o la interfaz del dispositivo. No obstante es posible afirmar que el uso de materiales mixtos en el desarrollo de este tipo de tecnología otorga mayor capacidad y desempeño en el movimiento, como se puede observar en el exoesqueleto "Hasegawa"[40], que implementa materiales blandos y un mecanismo tendinoso de actuación en combinación con motores lo cual representa la interfaz completa. Sin embargo, presentan limitaciones de movimiento debidas a su diseño y a los materiales implementados en el proceso de manufactura. A diferencia de la robótica convencional, la robótica suave tiene como fin mejorar la interacción humano-robot brindando mejoras en la interfaz ya sea usando nuevos materiales o diseños, disminuyendo costos de fabricación y aumentando el desempeño de actuación del dispositivo [44].

## 2.5 Robótica Suave

La robótica suave es una rama de la robótica que implementa materiales suaves para el desarrollo o acople de estructuras automatizadas, que requieren características morfo-fisiológicas de composición no convencionales [45]. Un robot de este tipo tiene en su formación estructural una característica de diseño esencial que es la suavidad, directamente asociado a la rigidez o dureza que puede tener el material que desarrolla la interfaz del cuerpo del robot o parte de ella. En el desarrollo de esta área, el material suave puede ser el único implementado en la interfaz del dispositivo o puede estar combinado con mecanismos rígidos para automatización según el requerimiento y diseño [46].



Figura 2.7: Mano robótica *qb Soft Hand*, desarrollada por la empresa *qb robotics*, implementando tecnología suave y tecnología rígida [47].



Figura 2.8: Pinza robótica para mecanismos industriales automatizados *qb Soft Hand* [47].

El implemento de materiales suaves en la robótica se ve reflejado en diversas aplicaciones en el mercado. Por ejemplo las de tipo industrial (ver figuras 2.7,2.8), en las cuales se pueden ver varios mecanismos de automatización que han sido modificados o perfeccionados con materiales que cuenten con estas características como las que se puede observar en la figura 2.11, la justificación del implemento de este tipo de interfaz se debe a la búsqueda de un mejor ambiente de interacción con el entorno y con el usuario, adicionalmente se obtiene tecnología mas segura en su sistema automatizado. Aunque el término de robótica blanda

hace referencia al implemento de estos materiales como mecanismo de ayuda, actualmente el enfoque se encuentra en el desarrollo total de aplicaciones (robots intrínsecamente blandos) con este tipo de materiales donde se logre la automatización de la estructura de forma similar a los mecanismos usados en la robótica rígida convencional [48]. El Implemento de este tipo de tecnologías en todo el mundo ha traído logros sustanciales entre ellos; principios, modelos, tecnologías, técnicas y prototipos que tienen habilidades que en el pasado no eran posibles [49].

Lo idóneo en este tipo de robots es que la interfaz debe contar con materiales cuyo módulo de elasticidad se encuentre en un orden de  $10^2$  a  $10^6$  Pa es decir de 3 y 10 órdenes de magnitud menos rígidos que los robots convencionales [50]. Un robot suave cuenta con un mecanismo automatizado con la capacidad de interactuar de manera más fácil y adecuada con el entorno, proporcionando movimientos que serán automatizados por un sistema menos rígido, por medio de mayores grados de libertad. Es por eso que la mayoría de las aplicaciones de robótica suave disponibles en el mercado están orientadas a la interacción directa y segura con los seres humanos. Para tener una información concreta de este tipo de tecnología se realizó una revisión de algunos de los logros actuales de la robótica suave, donde se evidencia el uso de este tipo de materiales y estructuras deformables que promueven a mejorar las habilidades de un robot.



Figura 2.9: Robot OCTOPUS [51].

El robot OCTOPUS (ver figura 2.9), es un mecanismo integrado de ocho brazos extendidos en una dirección radial y un cuerpo central, tiene capacidades de agarre y locomoción que generan soluciones aptas para accionamiento, detección y control de actividades. Todos los brazos están conectados al cuerpo central, que contiene los componentes eléctricos y mecánicos necesarios para manipular la locomoción del robot. Como se puede observar este robot esta bio-inspirado en la morfología del pulpo. Fue diseñado como una alternativa de pinza que genere agarre y sea capaz de resistir el agua. Una posible aplicación de este dispositivo sería en investigaciones pertenecientes al campo de la biología marina y estudios en el mar [51].

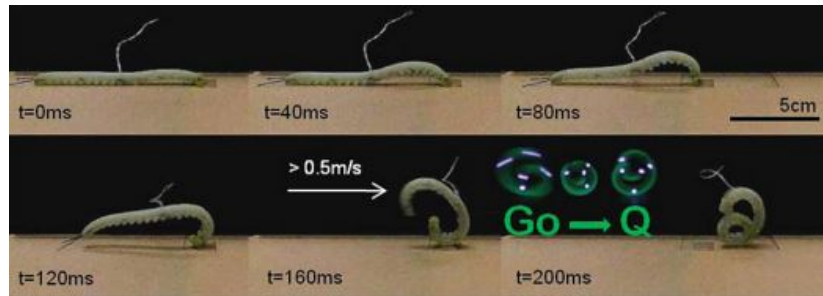


Figura 2.10: Robot GoQBot [52].

La interfaz del robot GoQBot, (ver figura 2.10), está bio-inspirada en la morfología de la oruga, basado en un proceso de locomoción rodante, que implementa una fuerza externa como gravedad [52]. El motivo del desarrollo de este robot es estudiar características de movimiento y rodamiento que puede realizar la oruga.

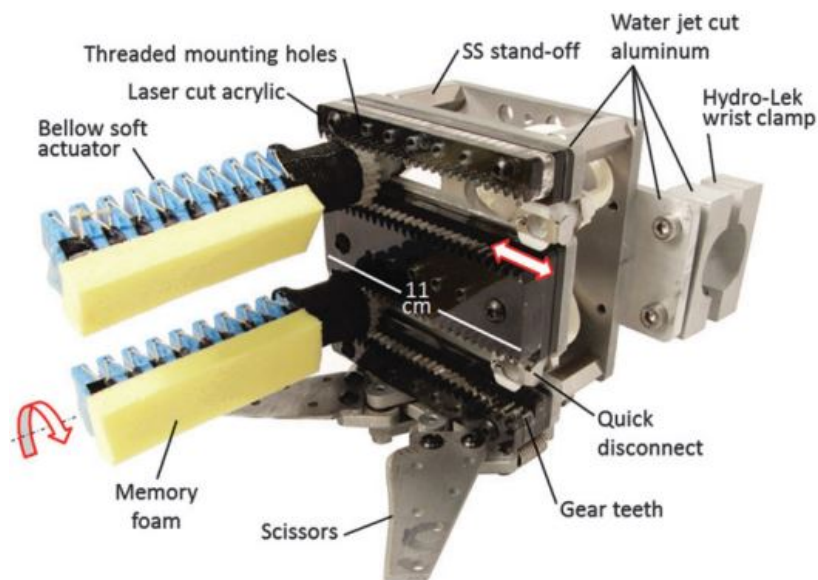


Figura 2.11: Pinzas robóticas blandas para productos biológicos de muestreo en arrecifes profundos [53].

El mecanismo que se puede ver en la figura 2.11 es un diseño de una pinza subacuática que utiliza robótica suave para manipular y realizar muestreo de especies frágiles en arrecifes profundos [53]. La robótica de este dispositivo se basa en materiales que pueden adaptarse a entornos naturales, capaces de manipular materiales blandos u organismos frágiles. Como se puede observar en la imagen el dispositivo es mixto, ya que usa robótica rígida combinada con robótica blanda debido a que las pinzas son formadas por actuadores de materiales suaves que permiten realizar movimientos delicados que no dañen o perjudiquen físicamente la fauna y flora. Como fue posible observar en la breve descripción de los tres dispositivos, los mecanismos en su totalidad no están realizados con materiales suaves. En general, únicamente los prototipos de actuación son realizados con materiales suaves. Debido a que esta investigación

pretende desarrollar específicamente un actuador suave, se tomaron algunos artículos encontrados en la revisión bibliográfica para la solución del objetivo planteado, definiéndolos como los de mayor área de interés. Los cuales se encuentran en la Tabla 2.13.

Actuador	Tipo	Descripción
PneuNets [54]	Neumatico	Actuador elastómero que puede generar movimientos de flexión que en este tipo de aplicación emulan la curvatura de un dedo humano, ver figura 2.12
Fiber-reinforced [55]	Neumático	Vejiga de elastómero envuelta con refuerzos inextensible, ver figura 2.13

Tabla 2.4: Breve descripción de los actuadores suaves seleccionados como los de mayor interés para ser aplicados en esta investigación.



Figura 2.12: Actuador PneuNet en una aplicación para asistencia en guante de rehabilitación [54].

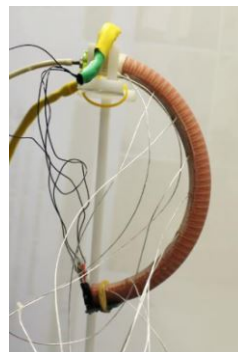


Figura 2.13: Actuador de fibra reforzada en una aplicación [55].

### **2.5.1. Actuadores**

Los actuadores tienen como función generar una fuerza para mover un dispositivo de tipo mecánico. Esta fuerza generada puede provenir de tres maneras posibles: neumática, hidráulica y eléctrica. El nombre de la fuente caracteriza el tipo de actuador [56]. La fuerza que este generando la “actuación” o movimiento puede estar accionada de manera manual o por un sistema automatizado.

Teniendo en cuenta que en el marco del proyecto, se pretende realizar un exoesqueleto se hará énfasis únicamente en los actuadores accionados por este tipo de tecnología.

### **2.5.2. Actuadores neumáticos**

Funcionan por medio de una fuerza ejercida por presión neumática, convirtiendo la energía de aire comprimido en trabajo mecánico, esto permite que cuenten con un largo rango de compresión [57]. Un actuador neumático debe contar en su estructura con cámaras que serán llenadas por presión de aire donde se generará actuación por la transformación de la energía del aire contenido en trabajo mecánico [58]. Con el fin de mejorar la interacción de un robot con su usuario es posible implementar un diseño de actuación basado en materiales blandos, que tengan mayor capacidad de movimiento, sean menos rígidos e imiten movimiento morfo-fisiológicos.

## Capítulo 3

# METODOLOGÍA

En este capítulo el objetivo fundamental es describir los métodos y pruebas para dar solución a los objetivos planteados en el capítulo uno de este documento, donde inicialmente se implementaron dos procesos de diseño y manufactura de dos tipos de actuadores realizados con materiales blandos y un protocolo de pruebas preliminares, con la necesidad de validar el funcionamiento su funcionamiento en cuanto a su interfaz y propiedades físicas, su capacidad de movimiento y el desempeño teniendo en cuenta las propiedades mecánicas de los materiales implementadas en su diseño.

### 3.1 Diseño de un actuador neumático

Con el fin de realizar un actuador de tipo neumático que cumpla con las necesidades de la aplicación propuesta, se desarrollaron dos prototipos: el primero de ellos es un actuador elaborado con siliconas o elastómeros denominado actuador de fibra reforzada y un actuador textil [55]. Los actuadores prototipados deben ser bio-inspirados, es decir que el actuador debe tener un diseño físico que se asemeje a una forma biológica en específico, en este caso el dedo índice. La implementación del primer prototipo, se basó en un modelo de actuadores diseñado por *Soft Robotics Tool Kit* desarrollado por *Harvard University*, donde se propone un actuador denominado *Actuador de fibra reforzada*. Debido a la forma física y funcional del movimiento del actuador este cumple con los criterios de bio-inspiración que se buscan en esta investigación. Sin embargo, se decidieron modificar algunos conceptos de diseño, como los materiales inelásticos debido a su pobre fabricación a nivel nacional y a la aplicación propuesta, adicionalmente para abarcar más en su totalidad la interfaz y diseño del prototipo se tomaron como referencia algunos conceptos básicos de diseño: (i) el actuador debía contar con una sección transversal cilíndrica que funcione como mecanismo de almacenamiento del aire, (ii) se tomó en cuenta una medida aproximada para su longitud de 17 cm, dicha medida fue el resultado de la longitud existente entre la falange distal y el II metacarpiano de un sujeto de prueba y (iii) una cavidad tubular que en el caso de los actuadores de fibra reforzada sería acompañada por una capa adicional de cámaras capaces de almacenar aire que direccionen el movimiento del actuador.

Posterior a la elaboración del primer mecanismo de actuación se diseñó un sistema neumático, que tiene en cuenta una interfaz de fibra (ver figura 3.1) con el fin de proporcionar movimientos específicos. El diseño del mecanismo de actuación también cumplió criterios de bio-inspiración (ver figuras 3.3, 3.4 y 3.5) ya que los movimientos generados representan parte

de la biomecánica articular de la mano y el dedo (flexión y extensión). Durante el proceso se encontraron limitaciones en el diseño y desempeño del mecanismo, debidas a las características físicas como el peso del actuador y la alimentación requerida para generar actuación. Como solución alterna, se desarrollaron actuadores textiles. Para estos actuadores se estableció principalmente que el diseño debía ser automatizado con sistemas neumáticos al igual que el actuador de fibra reforzada (ver figura 3.3) y mantener patrones físicos de diseño o similares.

Como se puede observar en la figura 3.5, el paso de presión del sistema neumático permite la capacidad de emulación del movimiento de flexión, haciendo uso de un ciclo cerrado donde se genera la entrada de presiones positivas para realizar flexión y al liberar la presión del sistema se genera un movimiento similar al de extensión, donde el mecanismo vuelve a su posición inicial.

Los materiales textiles fueron idóneos para el desarrollo del nuevo actuador, ya que permitieron la deformación, moldeamiento y automatización de forma óptima. Estos actuadores contaron con una estructura interna que permitía almacenar flujo de aire impidiendo fugas típicas que se tendrían en un actuador con solo material textil (ver figura 3.1). Dentro de la metodología llevada a cabo para implementar el actuador de tipo textil se validaron varios materiales con diferentes características mecánicas y físicas para su manufactura. Se construyeron los actuadores teniendo en cuenta los materiales mencionados en la tabla 3.2. Como resultado se obtuvieron tres actuadores textiles elaborados con los diferentes materiales textiles de tipo elástico.

Del igual forma, para los actuadores de fibra reforzada se definieron tres materiales referentes en este tipo de tecnologías: Ecoflex 00 - 30, Ecoflex 00 - 50 y Dragon skin 30. Para el cuerpo del actuador se adicionaron hilo y telas rígidas mencionadas en la Tabla 3.1. Finalmente, se comparo el rendimiento de cada actuador teniendo en cuenta el diseño y material implementado.

Capa interna	Recubrimiento	Costura	Capa externa
Ecoflex 00 - 30	Fibra inelástica	Hilo inelástico	Ecoflex 00 - 30
Ecoflex 00 - 50	Fibra inelástica	Hilo inelástico	Ecoflex 00 - 50
Dragon Skin	Fibra inelástica	Hilo inelástico	Dragon Skin 30

Tabla 3.1: Materiales implementados en la manufactura del actuador de fibra reforzada.

Capa posterior	Capa inferior	Capa interna
Textil negro rígido	Textil Negro elástico	globo latex
Textil negro rígido	Textil colores elástico	globo latex
Textil negro rígido	Textil azul elástico	globo latex

Tabla 3.2: Materiales implementados en la manufactura del actuador textil.

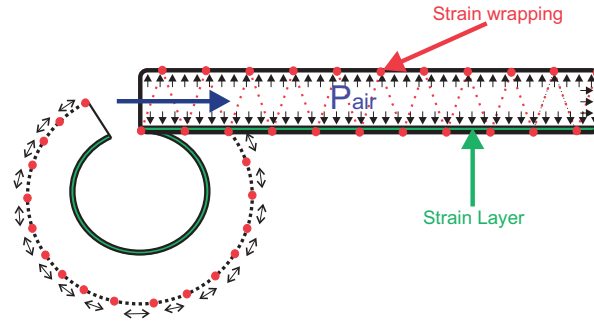


Figura 3.1: Estructuras del actuador de fibra reforzada.

Los actuadores de fibra reforzada consisten en un tipo de actuador que implementa una mezcla de materiales elastómeros y fibras textiles inelásticas, que en acción conjunta pueden generar movimiento, como la descripción ya mencionada en la sección del estado del arte, para el criterio de diseño del actuador, si bien tienen este criterio de funcionamiento se realizó una breve descripción de los modos posibles de funcionamiento como los que se pueden ver descritos en la tabla 3.3.

Actuador de fibra reforzada	Movimiento
Tipo A	Extension
Tipo B	Expansion
Tipo C	Twist
Tipo D	Flexion

Tabla 3.3: Diferentes tipos de actuadores de fibra reforzada; Tipo A específico para extensión, tipo B específico para expansión, tipo C específico para twist y tipo D específico para flexión.

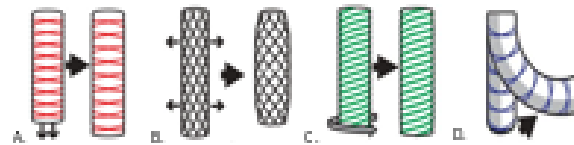


Figura 3.2: Tipos de actuadores de fibra reforzada, según su capacidad de movimiento; tipo A extensión, tipo B expansión, tipo C twist y tipo D flexión.

La anterior tabla describe los diferentes movimientos que el actuador es capaz de realizar en modo presurizado, dependiendo del tipo de recubrimiento de costura implementado en su manufactura, como se puede ver la imagen 3.2. Teniendo en cuenta los criterios de diseño del actuador se realizó la costura tipo D la cual permite generar cámaras de aire sobre la superficie del actuador que generen su movimiento en un solo sentido.

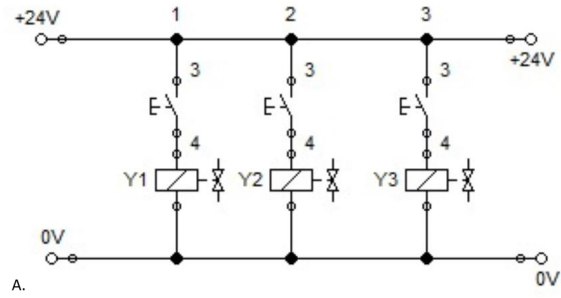


Figura 3.3: Esquema neumático uno, válvulas de paso implementadas.

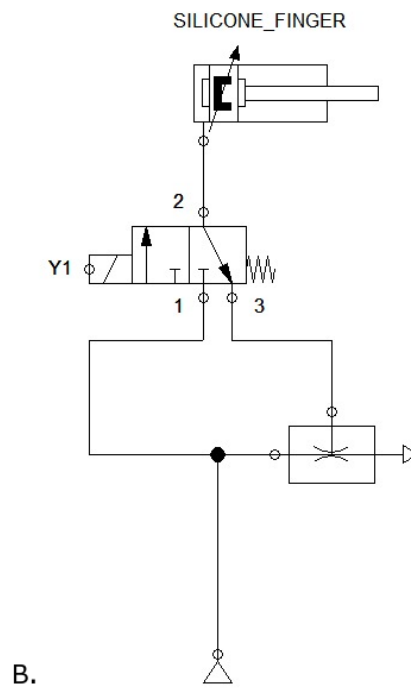


Figura 3.4: Esquema neumático dos, válvula de dos posiciones para movimiento de flexión.

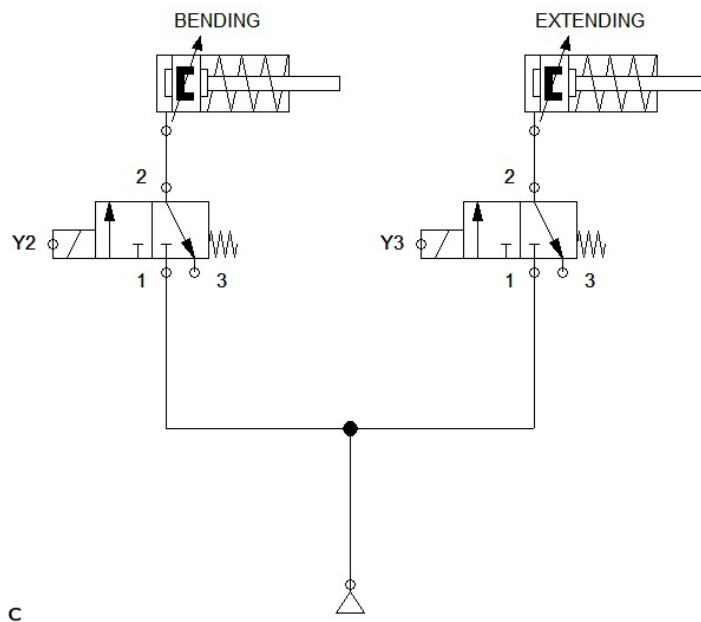


Figura 3.5: Esquema neumático tres, sistema de paso de presión de aire hacia al actuador en flexión (actuador presurizado) y extensión (actuador despresurizado).

### 3.2 Manufactura de prototipos y análisis de desempeño

Al haber dado solución al objetivo principal que consiste en diseñar un actuador neumático bio-inspirado, fue necesario corroborar el funcionamiento de los actuadores propuestos. Como se mencionó anteriormente, seis diferentes materiales fueron validados. Esto con el objetivo de poder realizar una comparación entre varios prototipos a nivel de desempeño de actuación.

Como se mencionó en la anterior sección, para evaluar el desempeño de este tipo de actuadores es necesario tener conocimiento sobre las propiedades mecánicas de los materiales. En específico el porcentaje de elongación, ya que es un factor que influye sobre la capacidad de actuación o limitación de movimiento. En el caso de los materiales elastómeros, el proveedor de este material (*Smooth - On*) consigna la descripción de las propiedades mecánicas de cada material los cuales pueden observarse en la Tabla 3.4.

Material	Curado	Resistencia máxima	Elongación
Dragon skin 30	16h	500psi	364 %
Ecoflex 00 - 30	3h	315psi	980 %
Ecoflex 00 - 30	4h	200psi	900 %

Tabla 3.4: Materiales implementados en la manufactura del actuador textil [59].

Ahora bien, para los textiles fue necesario realizar un análisis similar teniendo en cuenta la norma *ASTM D5035* que expone las características físicas y mecánicas de textiles. Se construyeron dos probetas por cada material: 6 probetas de textiles elásticos y 2 probetas correspondientes al material textil inelástico. Que fueron posteriormente analizadas a través

de la prueba de tensión mecánica y el equipo de ensayo "Shimadzu 10K".

La norma *ASTM D5035* determina la fuerza de ruptura y alargamiento de un textil sobre un TAP, empleado para el desarrollo de la prueba experimental, para aplicar el ensayo se determina un espécimen específico que en este caso corresponde al *Cut Strip Test*, donde se implementa una probeta de 150 mm de largo por 25 mm de ancho, dicha probeta debe implementar el *-TAP-* mecanismo de soporte para mordazas. Una vez realizado el proceso adecuado de manufactura, se procede a dar el fallo de las muestras en la maquina para ensayos de tensión.

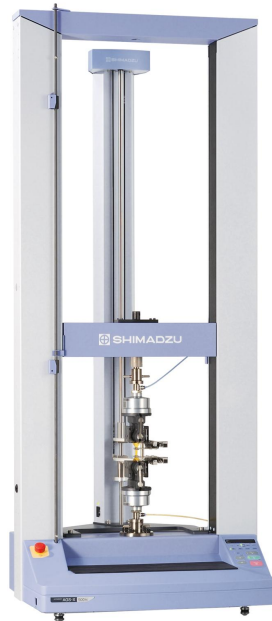


Figura 3.6: Equipo para ensayos de tensión "Shimadzu 10K"[60].

### 3.2.1. Primer prueba de tensión

Para el desarrollo de esta prueba se implementaron dos probetas por cada material con las siguientes dimensiones: 25 mm por 150 mm teniendo en cuenta la norma [61] y usando el espécimen *cut strip test* como se menciono anteriormente. Si bien con esta prueba de tensión se obtuvieron algunos resultados buenos también se presentaron diferentes fallas en la mordaza del equipo lo cual invalidó parte de los resultados. En la segunda versión de la prueba se implementó el mismo diseño de probeta determinado por la norma de análisis de textiles, con una modificación en el área del TAP (nombre asignado para el mecanismo que sujeta la probeta en la mordaza) permitiendo disminuir el daño en el textil analizado y la repetibilidad de la prueba.

### 3.3 Evaluar el movimiento y la capacidad de fuerza de los prototipos

En esta sección están enumeradas una serie de pruebas preliminares realizadas con el propósito de analizar la capacidad de movimiento en cada uno de los prototipos obtenidos y la capacidad de fuerza generada. Las características principales a evaluar en esta sección ayudaron a determinar la presión de aire requerida por cada actuador y la variación en la capacidad de fuerza, la cual está asociada a las diferencias en las propiedades mecánicas de los materiales con los cuales fue manufacturado el actuador. Lo anterior mencionado se realizó con el objetivo de observar la adaptabilidad y aplicabilidad del prototipo.

#### 3.3.1. Capacidad de flexión a una misma presión de flujo

Efectuando los dos procesos de manufactura de los actuadores se obtuvieron los siguientes prototipos: 2 actuadores de fibra reforzada con los materiales Dragon skin 30 y Ecoflex 00 - 30 y dos actuadores textiles con el textil elástico 1 y el textil elástico 2. Para analizar la capacidad de flexión o movimiento de los actuadores se usó una jeringa que imprimió una presión de 5KPa en cada actuador, dicha prueba fue grabada por una cámara estática que se analizó posteriormente con el software libre "Kinovea". Gracias al software utilizado se obtuvieron los ángulos de movimiento que cada actuador realizó para flexionarse (ver figura 3.7).

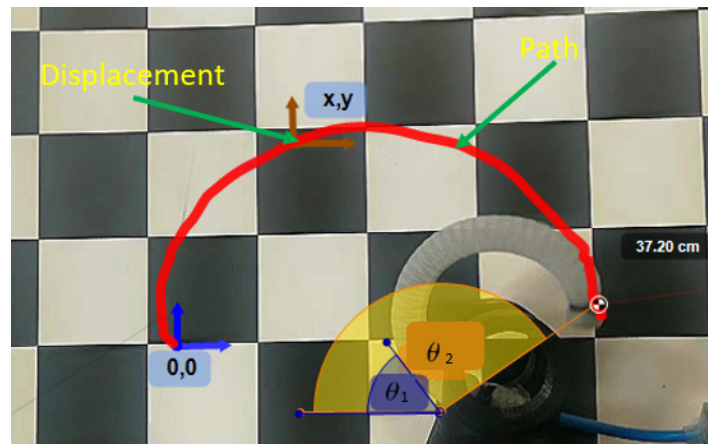


Figura 3.7: Análisis de posición del actuador implementando "kinovea".

### 3.3.2. Análisis capacidad de flexión

Con motivo de medir la capacidad de flexión se desarrolló un banco de pruebas compuesto por una mesa que cumplió la función de sostener y limitar el movimiento en el actuador como lo indica la figura 3.8 y un manómetro analógico que permitió la medición de la presión necesaria requerida por el actuador para alcanzar una posición inicial y una posición final en máxima flexión, al momento de posicionarse el extremo final del actuador sobre la mesa de pruebas.

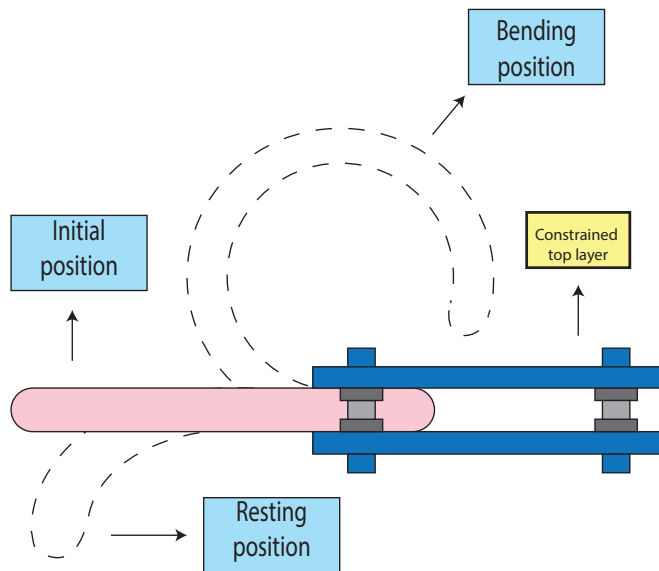


Figura 3.8: Análisis de posición del actuador.

### 3.3.3. Análisis de capacidad de fuerza.

La siguiente prueba realizada fue medir la capacidad de fuerza generada por cada actuador a la misma presión de flujo de aire usada en el análisis de capacidad de flexión. Se hizo uso del mismo banco, con la diferencia de la posición del actuador ya que este estaba invertido (ver figura 3.9).

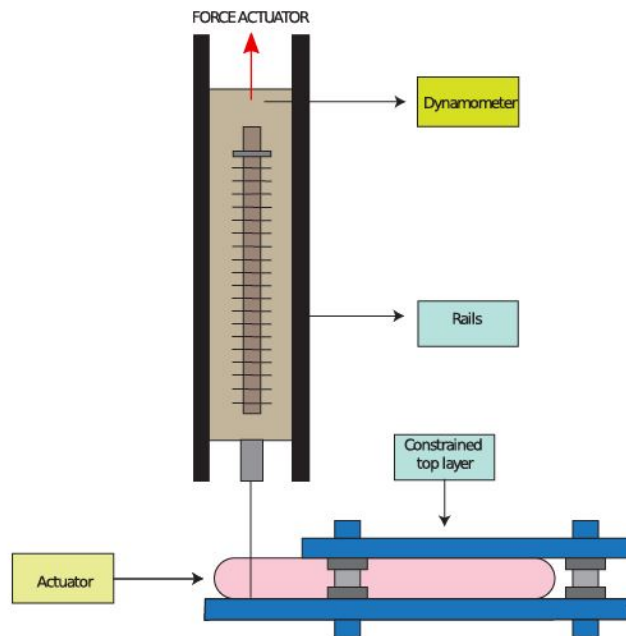


Figura 3.9: Primer prueba de capacidad de fuerza del actuador implementando un dinamómetro analógico.

### 3.3.4. Análisis de capacidad de fuerza, banco de pruebas con polea.

Este análisis se realizó para observar la de capacidad de fuerza de cada actuador. En este caso el set up incluyó una polea anclada a la parte móvil del dinamómetro y a otra a la punta del actuador. Este fue invertido de tal manera que al generar flexión por la presión de flujo de aire, el hilo de la polea se deslizase y generara una medida de fuerza moviendo la parte móvil del dinamómetro (ver figura 3.10).

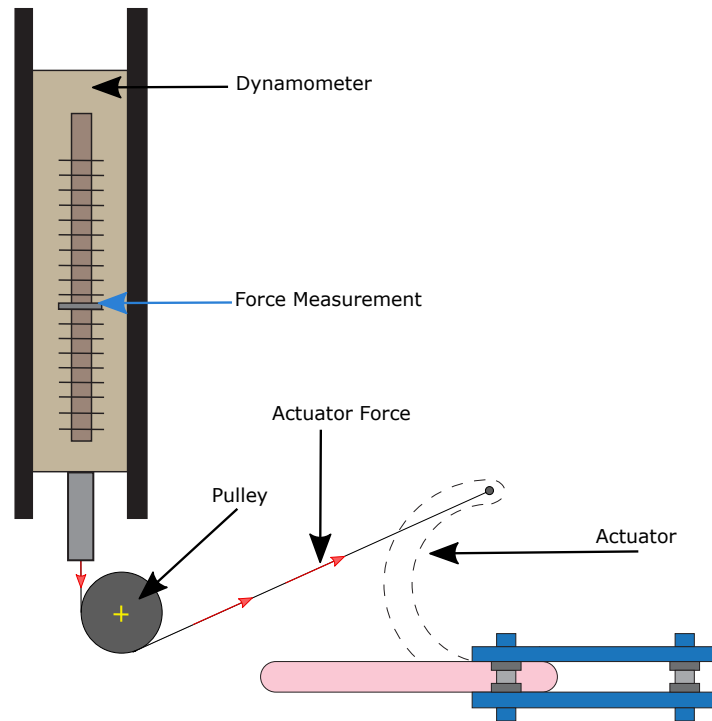


Figura 3.10: Segunda prueba de análisis de la capacidad de fuerza de los actuadores, modificación del banco de pruebas inicial.

### 3.3.5. Propiedades físicas de los actuadores

Si bien se implementaron diversos métodos para analizar la capacidad de fuerza, ángulos de movimiento y capacidades máximas de flexión en los actuadores implementados, es importante tener en cuenta las características físicas de los actuadores como: peso, longitud de diámetro y elongación con presión de flujo de aire y sin ella. Utilizando una balanza digital y un pie de rey analógico se realizó la toma de medidas respectivas por cada uno de los actuadores 3.11.

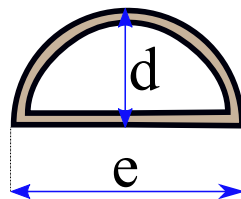


Figura 3.11: Sección del actuador de fibra reforzada.

Para el caso de los actuadores textiles se realizó el mismo proceso de medición; elongación y diámetro.

## Capítulo 4

# RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En esta sección se describen los resultados obtenidos, que pretenden dar solución a cada uno de los objetivos planteados al inicio de este documento, mediante la realización del marco metodológico. Adicionalmente este capítulo crea un ambiente de discusión y recomendaciones para trabajos futuros que implementen este trabajo como base para su desarrollo.

### 4.1 Diseño de un actuador neumático

Teniendo en cuenta los criterios de diseño, que se pretendían cumplir física y funcionalmente en el desarrollo los actuadores, se obtuvieron los siguientes resultados. El actuador de fibra reforzada debe contener una cavidad interna de tipo cilíndrica; que le permite mantener similitud con el dedo índice. Esto fue posible implementarlo con un una varilla diseñada de manera semi cilíndrica para el mecanismo central del molde, como se puede ver en la figura 4.1, el centro del actuador es una cavidad generada por dicha varilla y el cuerpo de esta cavidad esta formado por el material elastómero, el cual se encontrara disperso en todo el resto del molde ver figura 4.2.

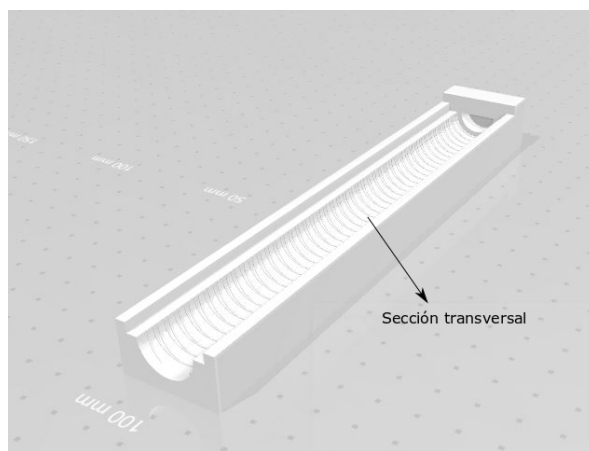


Figura 4.1: Molde en 3D primera capa del actuador, sección transversal.

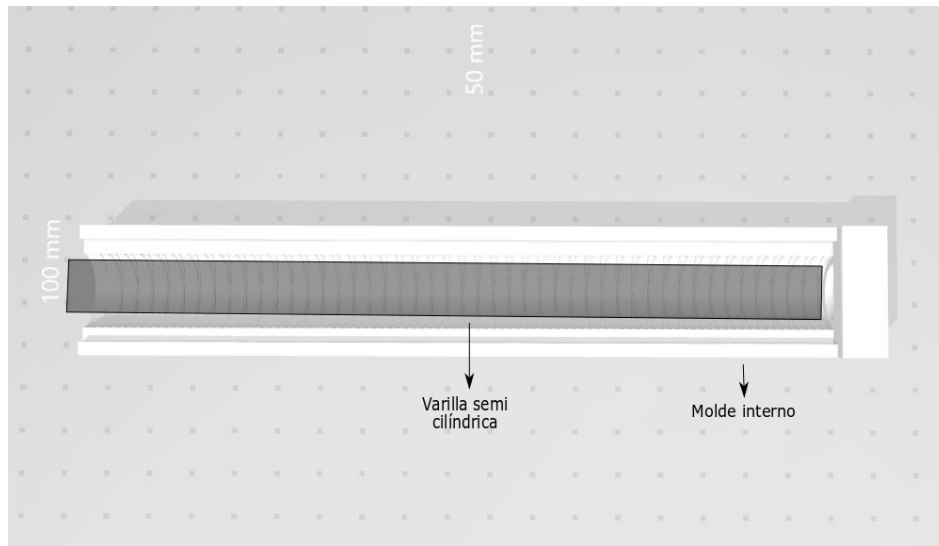


Figura 4.2: Paso 1 manufactura actuador del fibra reforzada: molde capa interna, diseñado para elaborar la cavidad interna del actuador con troquelado impreso sobre la cara interna para guía de costura.

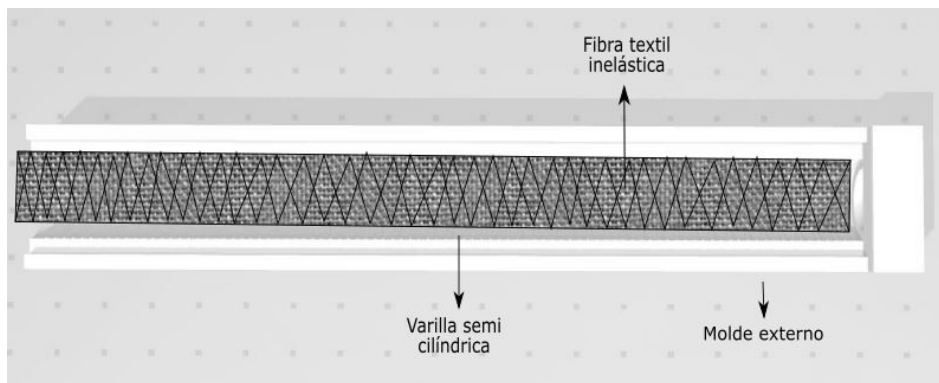


Figura 4.3: Paso 2 manufactura del actuador de fibra reforzada: Molde capa externa del actuador, diseñado para sellar con material siliconado el actuador de fibra reforzada, dicho actuador ya con la fibra analística añadida sobre la superficie plana y la costura externa.

Para solucionar la problemática de restringir el movimiento del actuador en un solo sentido, emulando el movimiento de flexión, se implementaron dos capas de un textil inelástico, dichas capas fueron adheridas al actuador sobre la cara plana del cuerpo por medio de un pegamento especial para elastómeros, como se puede ver en la figura 4.3. Una vez el pegamento cumpla su proceso de curado, se realiza la costura con hilo inelástico mostrada en la figura 4.3, dicho recubrimiento se realiza siguiendo el troquelado marcado sobre el material generado por el primer molde. La costura de recubrimiento que se puede observar sobre el actuador restringe el movimiento de este y genera cámaras de aire que en acción con la fibra inelástica direccionan el movimiento. Finalmente el actuador es recubierto por una capa externa de material, implementando un molde con la capa interna lisa, diseñado con las mismas

dimensiones del actuador. Cuando toda la capa final del actuador es curada, se da paso al proceso de manufactura final; donde el actuador debe ser retirado de la varilla y este es sellado por cada uno de sus extremos, de los cuales solo uno fue adaptado a una manguera que será el conducto para ingreso de presión de aire en el actuador. Al implementar el proceso de desarrollo del actuador de fibra reforzada se obtuvieron los resultados de la figura 4.4 y la figura 4.5.

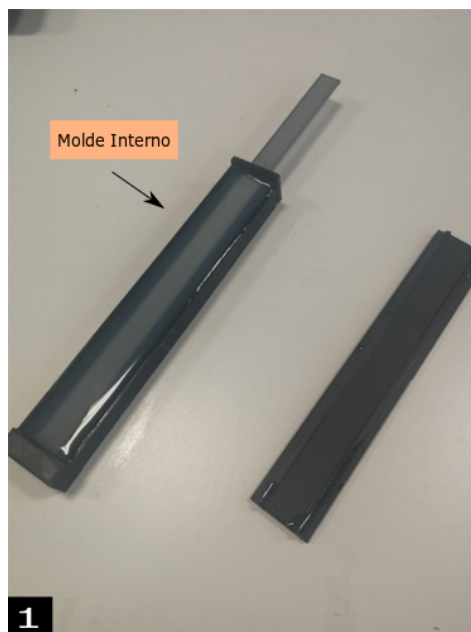


Figura 4.4: Primer paso de la manufactura del actuador de fibra reforzada, primer molde de silicona.



Figura 4.5: Resultado final actuador de fibra reforzada.

Se estableció que el modelo era funcional y capaz de ser adaptado a un sistema de actuación en la zona de entrada de presión, esto con la intención de medir sus capacidades y desempeño. Si bien los resultados del proceso de manufactura hasta el momento fueron satisfactorios, se obtuvo también como resultado complicaciones al momento de realizar las diferentes mezclas de los materiales, una evidencia de ello es la existencia de burbujas de aire sobre la superficie del material, debido a esto se genera inestabilidad en el diseño del actuador, creando zonas donde la calidad del material es menor, por lo que es importante realizar un mecanismo que genere vacío en la mezcla del material, para obtener un curado del material adecuado en este caso de la figura 4.5 Ecoflex 00 - 30, material empleado tanto en su parte interna como externa.

En cuanto al actuador de tipo textil, se implementaron los materiales textiles establecidos en el marco metodológico como se muestra en la tabla 3.2, esto dio resultado al actuador descrito en la figura 4.7, empleando el mecanismo interno de diseño que se puede observar en la figura 4.6.

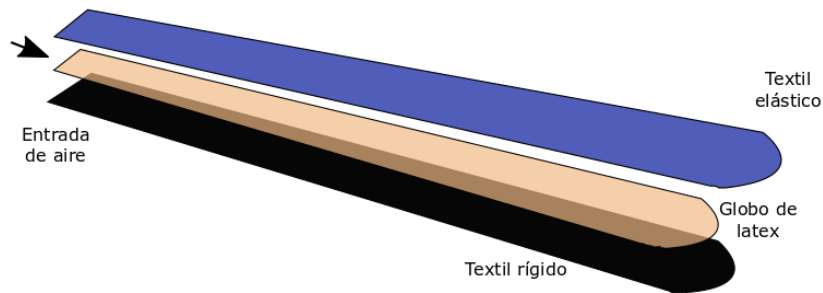


Figura 4.6: Esquema de diseño del actuador textil.

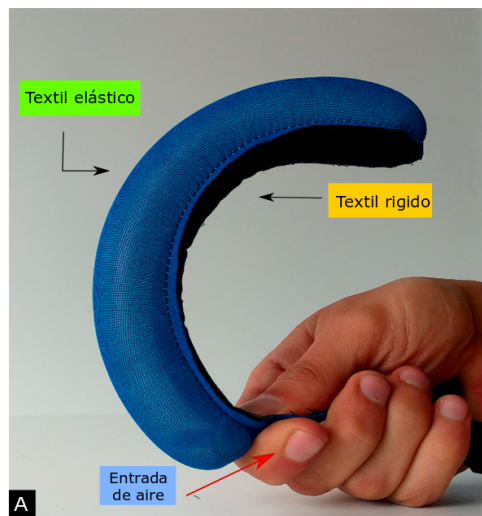


Figura 4.7: Diseño final actuador textil, descripción de su interfaz y entrada de aire.

Este actuador ver figura 4.7, cuenta en su interior con un globo de latex el cual permite almacenar el aire inyectado por el sistema neumático, dicho globo cubierto con una capa inferior de textil de tipo rígido y una superior, de textil elástico. En el proceso de manufactura fue posible observar que existe un límite de eyección de aire, antes que este falle por rozamiento con la manguera interna del sistema de presión de aire o por sí solo. En este resultado se especula que puede estar relacionado con la calidad del material que conforma el globo interno y también con la fricción que se genera entre el globo y el textil internamente.

Se estableció que el modelo era funcional y capaz de ser adaptado a un sistema de actuación con motivo de medir sus capacidades. Por consiguiente se procedió a dar paso de la presión de aire y restringirlo por una manguera la cual sería la entrada de presión de aire que alimentaría el cuerpo del actuador, si bien los resultados hasta el momento fueron satisfactorios, del proceso de manufactura se obtuvo también como resultado, complicaciones al momento de mezclar los componentes, específicamente se estableció que al tener burbujas en el material, estas generan inestabilidad en el diseño del actuador, por lo que es importante realizar una

mezcla adecuada de los materiales, generando vacío para obtener un curado del material adecuado en este caso Ecoflex 00 - 30 en la parte interna y externa.

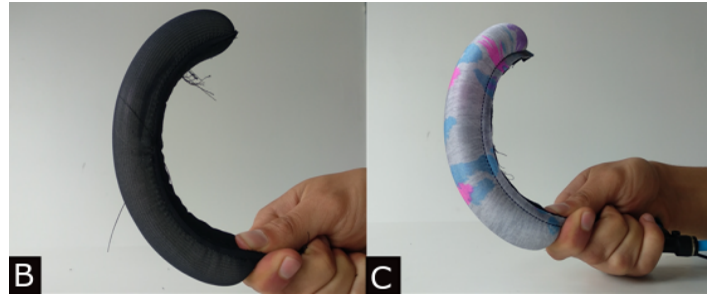


Figura 4.8: Actuadores textiles B y C, resultados finales del proceso de manufactura de un actuador tipo textil, con los textiles elásticos mencionados en la sección metodológica de manufactura del actuador.

Se realizaron tres versiones del actuador textil A ver figura 4.7, B y C ver figura 4.8, como se describe en la sección de metodología el diseño de un actuador de tipo textil, se puede observar cualitativamente como todos los actuadores tienden a realizar flexión en un solo sentido. En el caso del actuador C al realizar flexión tiende a generar una curvatura errada en comparación con los demás actuadores, esto evidencia que las propiedades del material empleado en dicho actuador como su elasticidad puede ser una razón del movimiento generado en máxima entrada de aire. Si bien las propiedades del material son relevantes, la manufactura del actuador en este caso la precisión en la costura de las capas externas, puede ser también un factor que contribuya al movimiento erróneo del actuador.

Con respecto a los dos resultados obtenidos en el proceso de manufactura del actuador, cualitativamente se observó que eran funcionales, por lo tanto fueron adaptados y unidos a un sistema neumático que cumpliera sus requerimientos y necesidad de presión de aire como se describe en la metodología, al realizar esto se pudo determinar que los dos actuadores podían emular el movimiento de flexión y adicionalmente que cada actuador se cumplía su movimiento de diferente manera.

#### 4.1.1. Manufactura y análisis de prototipos elaborados con diferentes materiales

Como en la sección metodológica se describió, finalmente se realizaron seis actuadores diferentes; tres de ellos con los criterios de diseño del actuador de fibra reforzada, ver figura 4.5, elaborados con los tres diferentes materiales siliconados; Ecoflex 00 - 30, Ecoflex 00 - 50 y Dragon skin 30 y los tres actuadores textiles con tres diferentes materiales elásticos, ver figuras 4.7 y 4.8. El proceso de manufactura se justificó debido a la necesidad de realizar una comparación de los dos modelos y su desempeño dependiendo de los materiales implementados en su diseño.

En cuanto a los actuadores de fibra reforzada como se describió en el cuadro metodológico se obtuvieron tres valores relevantes de las propiedades mecánicas de sus materiales elastómeros, a partir de la tabla de clasificación de materiales entre ellos; fuerza máxima, tiempo de curación y porcentaje de elongación. Por otro lado en cuanto a las pruebas de tensión reali-

zadas para los materiales de tipo textil, descritas en la sección de metodología, se obtuvieron los siguientes resultados.

#### 4.1.2. Propiedades mecánicas de materiales textiles



Figura 4.9: Imagen tomada en el ensayo de tensión, donde se puede observar el fallo de la probeta correspondiente al material textil negro.

Como resultado de la modificación del TAP de las probetas implementado, se modificaron las dimensiones de largo del área de este, triplicando su medida inicial para evitar que la mordaza sujete el textil y la zona de falla de la probeta que es respectivamente 150mm quede totalmente por fuera del área de las mordazas. Adicionalmente se realizó un doblez interno del material previo a unir el TAP a la capa inferior, textil y capa posterior con motivo de disminuir el maltrato sobre el textil y perfeccionar la localización de la zona de falla sobre la probeta.

Una vez se realizó el fallo por cada probeta del material se obtuvo la tabla 4.1. Teniendo en cuenta los resultados se puede ver los diferentes valores de fuerza en los que se genera ruptura por cada tipo de textil, adicionalmente el valor de la elongación máxima que alcanza a soportar el textil a este valor de fuerza. Es posible definir que el textil negro rígido es el material que puede soportar una mayor carga con un valor de 448.17 N, pero también corresponde al material con menor capacidad de elongación, por lo tanto, se puede afirmar que es el más rígido en comparación a los demás. Por otro lado, en cuanto a los textiles elásticos, se encontró que el textil que posee la mayor capacidad de elongación es el material

azul con un valor de 445.14mm de desplazamiento hasta el punto donde se genera la ruptura, experimentando una fuerza máxima de resistencia de 140.25 N definiéndolo como el textil más elástico.

Textil	Fuerza de ruptura [N]	Elongación [mm]
Azul	140.25 (9.13)	445.14 (42.24)
Colores	258.4720 (42.68)	411.34 (42.67)
Negro Rígido	448.17 (35.38)	12.22 (0.70)
Negro Elástico	203.19 (18.22)	421.17 (36.20)

Tabla 4.1: Reporte de ensayos de tensión en textiles implementando la norma ASTM5035-11 (2019)[61], implementando el espécimen *Cut Strip Test - 1C*. El valor entre paréntesis corresponde a la desviación estándar de cada tipo de textil.

## 4.2 Evaluación del movimiento y la capacidad de fuerza de los actuadores

Los resultados consignados a continuación describen el funcionamiento y desempeño de cada uno de los de los actuadores desarrollados, los cuales estas descritos por cada una de las pruebas preliminares.

### 4.2.1. Análisis de capacidad de flexión a una misma presión de aire

El software "kinovea"[62] permitió analizar cada uno de los vídeos realizados por cada actuador, como se puede se puede ver en la figura 4.10, permite establecer puntos de partida en un eje de dos dimensiones (x,y) como lo es el punto (0,0), donde el actuador se encuentra a 90° en posición horizontal o lo cual también podríamos llamar extensión, siendo el punto de partida para observar el ángulo máximo de flexión del actuador que en este caso es de 41°.

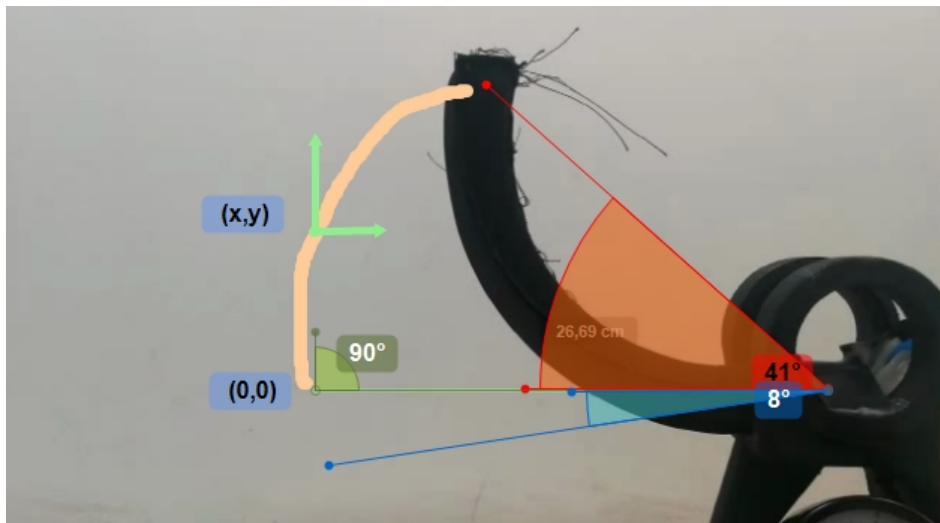


Figura 4.10: Análisis textil 1 software "kinovea".

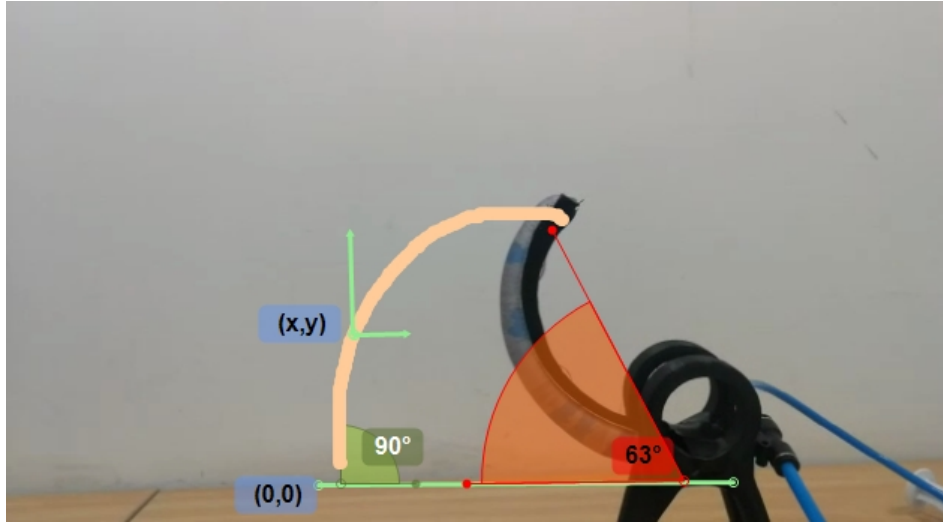


Figura 4.11: Análisis textil 2 software "kinovea".

Actuador	Presión de entrada[Kpa]	Ángulo máxima flexión
Textil 1(Negro)	5	41°
Textil 2(Colores)	5	62°

Tabla 4.2: Medidas obtenidas en la comparación de la capacidad de flexión a una misma presión de aire.

Al momento de realizar la prueba de análisis de capacidad de movimiento se contaba con dos actuadores de fibra reforzada, por lo tanto se seleccionaron dos actuadores textiles (ver figuras 4.10 y 4.11).

Una vez analizado el archivo de vídeo, por medio del software se obtuvieron los siguientes resultados (ver tabla 4.2), los actuadores obtuvieron un resultado de 41° y 62° respectivamente, medida correspondiente al ángulo de desplazamiento a máxima flexión con una misma inyección de presión de aire a 5Kpa, se identifica una diferencia de 21° entre los actuadores lo que demuestra que si bien tienen un mismo proceso de manufactura una vez más la elasticidad del textil superior repercute en el desplazamiento del actuador hasta su punto máximo.

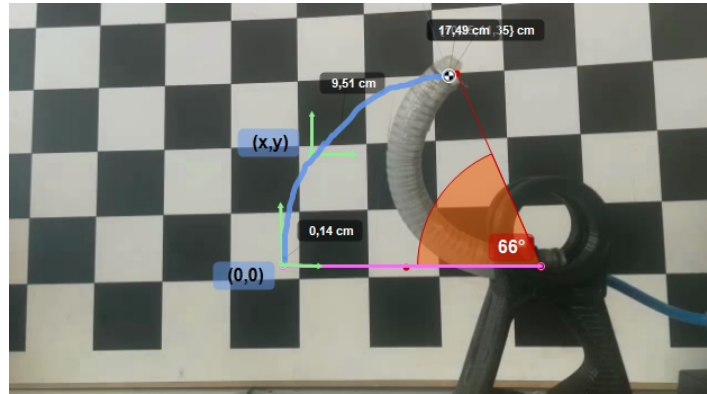


Figura 4.12: Análisis del actuador de Dragon skin por medio del software "Kinovea".

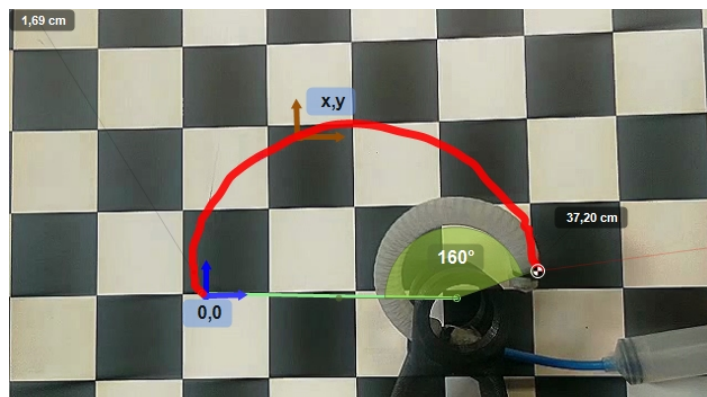


Figura 4.13: Análisis del actuador de Ecoflex 00 - 30 por medio del software "kinovea".

Del mismo modo se realizó el análisis de los actuadores de fibra reforzada manufacturados con los materiales Ecoflex 00 - 30 (ver figura 4.13) y Dragon skin 30 (ver figura 4.12). Se obtuvieron los valores de ángulo de desplazamiento (ver tabla 4.3). Con los resultados obtenidos se puede observar que ocurre un fenómeno similar que en el análisis con actuadores textiles, esto debido a las propiedades de cada silicona. La diferencia entre las propiedades mecánicas de cada material contribuye a permitir mayor capacidad de movimiento. La silicona Dragon skin 30 tiene menor modulo elástico que el Ecoflex 00 - 30 lo cual se puede evidenciar en los resultados, donde el actuador de Ecoflex 00 - 30 con un ángulo de  $160^\circ$  supera en capacidad de movimiento a los otros actuadores de silicona. Adicionalmente los resultados evidencian en los dos actuadores que las cámaras de aire generadas por la costura direccionan el movimiento del actuador en un solo sentido, lo que demuestra que la exactitud de las medidas al momento de realizar la costura de las cámaras sobre la primera capa de silicona y su respectiva distancia influye en el desempeño adecuado del actuador.

Al obtener los resultados de cada prueba por separado se puede realizar una comparación entre actuadores textiles y siliconados, se encontró una mayor capacidad de desplazamiento en los actuadores de silicona teniendo en cuenta el valor de los ángulos a máxima flexión. Si bien el desplazamiento es mayor, en nivel de los actuadores textiles llego a su tope máximo; es

decir si la presión supera un umbral el actuador este estaría propenso a fallar. Por el contrario, en los actuadores de silicona se requerirán mas presión de aire para llegar a su tope máximo, pero aunque cuentan con mayor capacidad de presión a medida que la presión aumento dentro de las cámaras la postura del actuador perdía estabilidad por el contrario en los actuadores textiles presentaron menor tendencia a cambiar la dirección del movimiento.

<b>Actuador</b>	<b>Presión de entrada[KPa]</b>	<b>Ángulo máxima flexión</b>
Dragon Skin 30	5	66°
Eco flex 00 - 30	5	160°

Tabla 4.3: Medidas obtenidas en la comparación de la capacidad de flexión a una misma presión de aire.

#### 4.2.2. Presión de aire actuador en el actuador en posición inicial y máxima flexión.

<b>Actuador</b>	<b>P Inicial [psi]</b>	<b>P Flexión total[psi]</b>
Ecoflex 00 - 30	0.41	25.80
Ecoflex 00 - 50	1.30	7.25
Dragon Skin 30	9.65	32.33
Colores	0.10	22.33
Azul	0.26	26.00
Negro	0.43	27.66

Tabla 4.4: Necesidad de presión de aire, en psi de valores obtenidos por cada actuador

Este caso se diferencia de la prueba anterior donde se suministraba una cantidad de presión estándar, se suministró la presión de aire necesaria para alcanzar dos posiciones en el actuador, al sujetarlo a la mesa de soporte del banco de pruebas (ver figura 3.8). Al momento de iniciar la prueba el actuador se encontraba desinflado, el objetivo consistía en cuantificar cuanta presión de aire mínima necesita el actuador para encontrarse en posición horizontal es decir a 90° con respecto a la entrada de presión de aire o como ya se denominó antes posición de extensión y la presión requerida a máxima flexión estableciendo este punto como tope máximo, esta prueba fue realizada a los seis actuadores manufacturados hasta el momento, los resultados obtenidos se encuentran consignados en la tabla. 4.4. Los datos obtenidos evidencian que el actuador que requiere menor presión de aire para estar en posición de extensión corresponde al actuador del textil de colores con un valor de 0,10 psi. Si bien es el menor valor se puede observar que los requerimiento de presión en los actuadores textiles son muy cercanos, definiendo al actuador textil negro como el actuador de tipo textil que requiere mayor presión de aire para estar en posición inicial con un valor de 0,43psi de entrada. El mayor requerimiento de presión de presión de aire para los actuadores textiles es equivalente al menor requerido en los actuadores siliconados, en este caso se esta hablando del actuador Ecoflex 00 - 30 con un valor de 0,41 psi, lo que evidencia que los actuadores de silicona requieren mayor necesidad de presión para alcanzar una posición inicial.

En cuanto a la presión de flexión total se puede evidenciar que de igual manera que en los valores obtenidos para la posición inicial en los actuadores textiles, los valores son muy

cercanos entre si, definiendo al actuador textil negro como el actuador con mayor requerimiento de presión de aire tanto inicial como en flexión total con un valor de 27.66 psi. La razón de esta prueba fue realizar una primera estimación de la presión que requerirían estos actuadores de ser aplicados en un dispositivo de asistencia, siendo capaces de generar la posición de extensión y flexión, que en este caso corresponderían a la posición inicial y posición de flexión máxima, es importante tener en cuenta que al realizar dispositivos de asistencia un ideal del diseño es producir un dispositivo con un tamaño adaptable al usuario proporcionándole mayor comodidad en el uso del dispositivo y adicionalmente que este sea potable, en el caso del uso de automatización neumática el tamaño de las bombas de aire esta relacionado también con su capacidad de presión por lo tanto se podría definir que a mayor necesidad de presión de aire en el actuador, el mecanismo de actuación deberá ser mayor. Un ejemplo de esto en los resultados es el actuador de fibra reforzada con el valor mayor requerimiento de presión inicial y el mayor requerimiento de presión para flexión máxima 9,65 psi y 32,33 psi respectivamente, estos resultados evidencian que las propiedades del material como se mencionó en la prueba anterior, específicamente su módulo de elasticidad limita la capacidad de movimiento, generando mayor requerimiento de presión de presión de aire para realizar expansión de las paredes internas del actuador y sus cámaras de actuación.

#### 4.2.3. Análisis de la capacidad de fuerza implementando banco de pruebas

Los resultados arrojados en la prueba de requerimiento de presión de aire establecen que un factor importante en la valoración de estos actuadores, pero una característica de gran importancia es la capacidad de fuerza en el actuador, al realizar este tipo de dispositivos si bien se deben tomar decisiones óptimas en el diseño del dispositivo, se debe tener en cuenta que deben ser mecanismos adaptables.

Por ejemplo en el caso de dispositivos para asistencia o rehabilitación post ACV se habla específicamente de pacientes que presentan espasticidad muscular, estado donde los músculos se ponen rígidos, un dispositivo debe proporcionarle al usuario la fuerza necesaria para generar el movimiento de la extremidad, una vez implementado el banco de pruebas mencionado en la sección de metodología se obtuvieron los siguientes resultados.

Actuador	Fuerza [N]
Ecoflex 00 - 30	2.97
Ecoflex 00 - 50	3.29
Dragon Skin 30	3.95
Colores	4.94
Azul	5.60
Negro	4.90

Tabla 4.5: Capacidad de fuerza actuadores textiles y siliconados banco de pruebas sin polea.

Los valores de resultados obtenidos en la tabla anterior demuestran que el actuador con mayor capacidad de fuerza en los actuadores siliconados es el actuador Dragon skin 30 con un valor de 3,95N, por otro lado en cuanto a los actuadores textiles, el actuador textil azul con un valor de 5,60N es el actuador textil con mayor capacidad de fuerza.

Al momento de realizar la prueba se presentaron varios problemas en cuanto a la implementación del método, teniendo en cuenta los resultados donde se evidencia que la capacidad de fuerza era mayor en los actuadores textiles, se invalidó la prueba y se dio lugar a modificar el banco de pruebas para incrementar la veracidad de los resultados.

#### 4.2.4. Análisis de la capacidad de fuerza banco de pruebas con polea

Teniendo en cuenta las complicaciones presentadas al realizar la valoración de la capacidad de fuerza de los actuadores, se realizaron modificaciones en el banco de pruebas con el fin de medir de una manera más acertada la fuerza de cada actuador.

<b>Actuador</b>	<b>Fuerza [N]</b>
Ecoflex 00 - 30	1.56
Ecoflex 00 - 50	2.28
Dragon Skin	0.42
Colores	3.00
Azul	2.32
Negro	2.91

Tabla 4.6: Resultado capacidad de fuerza actuadores textiles y siliconados banco de pruebas con polea adaptada y actuador invertido.

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos en la tabla 4.6, se puede observar que la capacidad de fuerza de los actuadores textiles al igual que la presión necesaria para realizar actuación son muy cercanos, en este caso el valor de fuerza promedio entre estos actuadores es de 2,74 N, por otro lado en cuanto a los actuadores de fibra reforzada el actuador con mayor capacidad de fuerza es el de Ecoflex 00 - 30 con una fuerza de 1,56 N, definiendo una equidad en la capacidad de fuerza entre los actuadores de tela los actuadores de fibra reforzada, a excepción del actuador de Dragón skin 30 que en los resultados evidencia que su capacidad de fuerza es menor a 1 N.

#### 4.2.5. Análisis de las propiedades físicas de cada actuador

<b>Actuador</b>	<b>Peso [g]</b>	<b>Diámetro [cm]</b>	<b>Elongación [cm]</b>
Ecoflex 00 - 30	43.00	1.75	1.70
Ecoflex 00 - 50	46.00	2.11	1.76
Dragon Skin	35.00	1.60	1.66
Colores T1	6.00	2.00	2.30
Azul T2	6.00	2.32	2.25
Negro T3	6.00	2.50	2.36

Tabla 4.7: Características físicas del actuador con aire (inflado).

<b>Actuador</b>	<b>Peso [g]</b>	<b>Diámetro [cm]</b>	<b>Elongacion [cm]</b>
Ecoflex 00 - 30	43.00	1.43	1.80
Ecoflex 00 - 50	46.00	1.45	1.80
Dragon Skin	35.00	1.22	1.80
Colores T1	6.00	0.11	1.90
Azul T2	6.00	0.10	1.70
Negro T3	6.00	0.14	2.13

Tabla 4.8: Características físicas del actuador con aire (inflado).

El planteamiento metodológico de esta prueba, fue el análisis de las propiedades físicas de cada tipo de actuador debe realizarse debido a que este prototipo pretende ser implementado en el desarrollo de un exoesqueleto donde características como el peso y tamaño contribuyen a establecer su mayor funcionalidad o adaptabilidad a este tipo de dispositivos. Al realizar la toma de los respectivos datos de los actuadores inflados, es decir con aire en posición de flexión se obtuvieron los resultados consignados en las tablas 4.7 y 4.8, donde se puede observar que los actuadores más livianos son los de tipo textil, con un valor de 6g cada actuador, un diámetro promedio de ancho de 2,27 cm y una elongación en cm de 2,30 cm. De igual modo se observó que los actuadores mas pesados son los de fibra reforzada que a diferencia de los actuadores textiles, tienen pesos diferentes pero valores de diámetro y elongación muy similares con 1,82 cm y 5,12 cm respectivamente.

## Capítulo 5

# CONCLUSIONES

En este trabajo se realizó una revisión del estado del arte de algunos dispositivos y exoesqueletos de asistencia como de rehabilitación para miembro superior. Fue posible encontrar información acerca de la importancia y contribución que trae la implementación de estos métodos mejorando la calidad de vida del usuario al usar el dispositivo y brindando mayores avances terapéuticos y reducciones tempranas de riesgos. Fue posible concluir a partir de los estudios encontrados en el área que el uso de la robótica suave es el centro de varias investigaciones y de diversas aplicaciones. Estos estudios pretenden generar una innovación en la interacción humano robot, brindando mayor participación de dichos robots con los dispositivos de rehabilitación. Se hizo también una revisión de estudios sobre la rehabilitación con exoesqueletos en la discapacidad de miembro superior presentada como consecuencia de accidente cerebro vascular. En estos estudios los usuarios tienen pérdida progresiva de la capacidad muscular, de manera generalizada en miembro superior e inferior y en algunos casos espasticidad muscular. En el tratamiento actual se implementan terapias que contribuyen a reducir el porcentaje de espasticidad de la mano. Se encontró que el uso de dispositivos robóticos podría contribuir a mejorar la calidad de la terapia complementando la terapia física que ayudaría a reducir daños progresivos en el miembro superior.

En cuanto al diseño de un actuador neumático, se concluyó que los dos prototipos planteados en el marco metodológico, cumplieron con los criterios de diseño entre los cuales están: (i) El desarrollo del prototipo implementando materiales suaves, donde tanto los materiales textiles, como los elastómeros, son materiales que son considerados blandos, (ii) Tener un diseño bio-inspirado, ya que los actuadores, cuentan con una interfaz que puede emular físicamente la representación del dedo índice, abarcando el dedo desde el metacarpo hasta la falange distal. (iii) La interfaz del actuador emula el movimiento del dedo. El parámetro para definir si los actuadores diseñados son considerados funcionales es su capacidad de movimiento, mas específicamente si el movimiento en el prototipo cumple con el criterio de emulación del movimiento de flexión del dedo índice. Con respecto a este patrón en específico es posible afirmar que los actuadores tiene la capacidad de generar el movimiento de flexión. Si bien el diseño de los actuadores fue exitoso debido a que cumplen con los criterios de diseño, estos parámetros no son suficientes para definir estos actuadores como aptos para ser aplicados en un exoesqueleto.

Con relación al proceso de manufactura de los actuadores es posible concluir que las dos técnicas de desarrollo difieren en varios factores como: costo de producción, tiempo de elaboración, durabilidad del prototipo y propiedades mecánicas de los materiales.

Si hablamos del proceso de manufactura podemos concluir que la elaboración del actuador de fibra reforzada conlleva mucho más tiempo de elaboración con respecto al actuador textil. Con respecto al proceso de curado de los elastómeros implementados en el desarrollo del actuador de fibra reforzada, se tiene un periodo de 4 a 16 horas dependiendo del material. En cuanto al actuador de tipo textil, el proceso de elaboración del actuador, conlleva una serie de 5 pasos, así mismo, el actuador textil tiene un periodo de manufactura que no supera una hora, en su totalidad. En el proceso de manufactura de los seis actuadores, tres por cada tipo de actuador, se observaron factores importantes en cuanto a la repetibilidad del proceso, dado que se estaban implementando materiales diferentes. Específicamente en el actuador de fibra reforzada, se concluyó que trabajar con cada material difiere debido a las propiedades mecánicas tanto en el desempeño del prototipo como en el proceso de diseño, esto ocurre también en cuanto la característica de viscosidad del material, generando un proceso de manufactura más sencillo en comparación al implemento de otros materiales. Al variar esta característica en el proceso de manufactura fue posible concluir que es más simple trabajar con el material Dragon skin 30, con respecto a los dos materiales, esto debido a que entre más viscoso y espeso es el material, es posible moldearlo de mejor manera, definiéndolo así como el material con la menor probabilidad de daño en el proceso de manufactura y fabricación.

En el proceso de manufactura los actuadores podían fallar debido al tiempo de curado del material, la dispersión inadecuada del material en cualquiera de sus dos procesos de manufactura y también la costura generada para limitar el movimiento. Con respecto a la costura se busca que no genere zonas de tensión sobre el material, debido a que estas generaban inestabilidad cuando el prototipo estaba siendo alimentado por medio del sistema neumático, ocasionando como consecuencia la ruptura o perforación de alguna sección del actuador. De manera contraria en el actuador textil se pudo concluir que el proceso de elaboración es muy sencillo, este tipo de actuador solo cuenta con una costura de las dos capas de recubrimiento y la disposición del globo de latex interno. El actuador textil por lo tanto se define como el actuador con el proceso de manufactura más apto, optimizando variables como tiempo y probabilidad de error. Finalmente un factor importante para definir en este punto, son los costos de producción, los materiales con los cuales se elaboró el actuador textil, son de menor costo y mayor disponibilidad en el mercado. Los materiales implementados en el desarrollo del actuador de fibra reforzada, son materiales con costos más altos.

Un factor muy importante para analizar son las propiedades mecánicas de los materiales implementados en cada actuador. Según los resultados obtenidos es posible concluir que en los materiales siliconados el porcentaje máximo de elongación es inversamente proporcional a la capacidad de fuerza máxima del actuador. Esto define al actuador del material Dragon skin 30 como el actuador con mayor capacidad de carga en relación a los otros actuadores con un valor de 500psi y un porcentaje de elongación de 364 %. El material Ecoflex 00 – 50 es el material con menor capacidad de fuerza de con un valor 200psi pero máxima capacidad de elongación con un porcentaje de 980 %. Estos resultados permiten concluir que la capacidad de elongación está relacionada con la capacidad de fuerza que se genera, es decir a mayor capacidad de elongación previa a experimentar una ruptura, existe mayor pérdida de resistencia en la estructura del material. Este hecho se ve corroborado en los resultados obtenidos en las pruebas mecánicas de tensión donde el actuador que tiene mayor capacidad de resistencia es el textil rígido negro, la parte encargada de generar redirección del movimiento en el diseño del prototipo. La orientación del movimiento y la limitación de expansión, existe en los dos actuadores. Los materiales con menor modulo de elasticidad son también los materiales con mayor capacidad

de resistencia a la ruptura. Con motivo de dar cierre a la conclusión de la funcionalidad y desempeño de los mecanismos, se realizó análisis de cada prueba preliminar planteada en el cuadro metodológico, en cuanto al análisis de la capacidad de flexión en inyecciones de una misma presión. Los actuadores que requieren mayor presión de aire para generar movimiento son los de fibras reforzada, en los actuadores de silicona, definiéndolo el actuador Ecoflex 00 - 30 como el prototipo que requiere menor cantidad de presión de aire requerida.

Con respecto a los resultados obtenidos en este trabajo de grado es posible concluir que los dos tipos de actuadores diseñados y analizados, pueden ser implementados en el desarrollo de un exoesqueleto o dispositivo vestible. Esto debido a su capacidad funcional, especialmente se confirmó en el caso de los actuadores de fibra reforzada que el uso de este tipo de materiales, para el diseño de tecnología en estas aplicaciones, puede otorgar al usuario interfaces bio- inspiradas. Estas interfaces que tienen amplios rangos de capacidad de movimiento y así también de fuerza, demuestran ser aplicables en dispositivos de rehabilitación y asistencia. Como se mencionó en la sección del estado del arte la clasificación de estos exoesqueletos va directamente relacionada con la capacidad de fuerza, grados de libertad y movimiento del dispositivo. La tecnología de asistencia puede estar limitada a suplir funcionales básicas alcanzables por el diseño, por ejemplo, el agarre o movimiento de pinza. Por el contrario, cuando se diseñan dispositivos de rehabilitación, tienen como fin generar una amplia gama de movimientos cíclicos y repetibles que beneficien las estructuras físicas afectadas, es decir, deben tener una amplia gama de movimiento.

Debido a que este es un estudio preliminar de la aplicación de estos dos actuadores obtenidos se puede definir que la aplicación inicial sería enfocada en asistencia, generando movimientos más sencillos. Al hablar específicamente de los actuadores de fibra reforzada se puede concluir que son mecanismos versátiles que pueden adaptar diversas formas de diseño y contribuir a un mejor funcionamiento de este tipo de tecnologías. Si bien en este caso de desarrollo un actuador bio-inspirado en un metacarpiano, tiene como limitación la capacidad de un solo grado de libertad, no cuenta con una estructura separada por joints, que emulen los falanges en la mano, esto otorgaría una mejora al diseño debido a que sería posible generar el movimiento mucho más similar al esperado. Adicionalmente, teniendo en cuenta los resultados en sus capacidades de fuerza y movimiento por cada material se puede concluir que el uso del material de manufactura para realizar el actuador debe estar relacionado con los requerimientos deseados, debido a que factores como el *-módulo de elasticidad-* capacidad de deformación del material, interfieren en la capacidad del actuador. Una conclusión adicional a esto, es que este tipo de actuador se puede implementar tanto en órtesis como prótesis de asistencia o rehabilitación.

Por otro lado, en cuanto a los actuadores textiles, se pudo concluir que el diseño implementado es funcional, permite generar la fuerza necesaria para desarrollar un dispositivo implementando este tipo de diseño, al realizar una comparación en cuanto a la prueba de presión de aire requerido para encontrarse en una posición inicial y en máxima flexión se puede concluir que a diferencia de los actuadores siliconados, este actuador utiliza únicamente el 7% del valor de presión de aire que requieren el otro tipo de actuadores, haciéndolos en primera instancia como actuadores que consumen una menor alimentación, es decir, no requieren de un mecanismo de aire demasiado complejo para generar actuación. Al analizar la presión en flexión total de los actuadores tiene mayor similitud, lo que quiere decir que requieren una menor cantidad de presión para llegar a su tope máximo lo cual también está relacionado con el tiempo que tarda el actuador en alcanzar el tope máximo, definiendo este actuador

como el más veloz en respuesta al mecanismo de automatización. Ahora bien, en cuanto a las características de los materiales teniendo en cuenta los resultados obtenidos en los ensayos a tensión, se puede concluir que la diferencia de elongación de los materiales textiles influye en el desempeño del movimiento, limitando la presión dentro del actuador hacia un solo sentido. Aunque este tipo de actuador tiene muchas ventajas que contribuyen al desempeño y al diseño de un dispositivo tiene algunas limitaciones, una de las más evidentes es la durabilidad, si bien tiene un adecuado mecanismo de respuesta es más propenso a la falla que el actuador de fibra reforzada. Aunado a ello, en la aplicabilidad de este actuador, se concluye que debido a su interfaz física puede ser implementado únicamente en órtesis o guantes de asistencia, ya que si no se encuentra presurizado, el actuador tiene un cuerpo demasiado delgado y liviano. Otro punto a concluir en este tipo de actuadores es el análisis de los materiales implicados si bien es importante implementar un textil rígido en el diseño es importante tener en cuenta el módulo de elasticidad del textil elástico con relación a la presión de aire que se suministrará, con motivo de no cruzar el umbral de soporte del mecanismo ya que podría presentar una falla por exceder el límite de presión implementada.

## Capítulo 6

# RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS

En esta sección se describen algunas recomendaciones sobre el trabajo realizado, las cuales se están llevando a cabo actualmente. A nivel general las modificaciones que se pretenden realizar en las diversas áreas son las siguientes:

- Modificaciones del diseño del actuador.
- Sensórica del actuador
- Actuación del mecanismo.

### **Modificación del diseño del actuador:**

Los diseños de los actuadores obtenidos fueron funcionales teniendo en cuenta los resultados de las pruebas preliminares realizadas. Sin embargo, se pretende mejorar el diseño de estos a partir de la variación en los mecanismos de actuación a través de la inclusión de estructuras independientes o "joints". Estas estructuras deben pertenecer a una misma interfaz pero recibir diferente alimentación con el objetivo de obtener un modelo más similar a la mano. Al lograr que el sistema sea más bio-inspirado se puede brindar al usuario la capacidad de generar movimientos más acertados y similares a los generados por la mano.

En cuanto al actuador textil se pretende modificar el material interno de almacenamiento de aire. Este material debe tener mayor resistencia y módulo elástico. Estas propiedades permiten que al actuar el prototipo la capacidad de resistir sea mayor. El material propuesto para usar en el futuro recibe el nombre de stretchlon200 bagging film.

### **Pruebas sensoricas en el actuador:**

Las pruebas realizadas en este trabajo fueron en su totalidad de carácter analógico, un trabajo futuro importante es medir de manera digital estos valores.

En el caso de la medición de la presión, se implementará un sensor que digitalice los valores de presión con relación al tiempo. Se pretende implementar un sensor que conectado al sistema neumático cuantifique de manera más exacta los valores de presión del actuador.

Para medir la capacidad de fuerza, dentro del área de soft robotics se implementan diferentes sensores blandos que pueden ser adaptados a las estructuras. Estos son capaces de sentir por medio de estructuras blandas capacitivas o espectros que evidencian patrones según la

actuación y el movimiento. En el futuro se quieren implementar este tipo de sensores.

La fibra óptica consiste en un núcleo y un revestimiento que cuenta con diferentes índices de refracción. Este sensor implementa leds que permiten el transporte de luz a través del cuerpo de la fibra. Este haz de luz se dispersa y puede ser sensado en un extremo de la fibra, los resultados de esta dispersión pueden ser analizados como ángulos de difracción de luz [63].

Dentro del contexto de este proyecto la fibra óptica tiene un potencial alto, debido a la amplia aplicabilidad de su interfaz sobre este tipo de mecanismos, con el fin de medir deformación a través de paso de luz. Por esta razón se fabricó inicialmente un sensor de estas características. Para esto, se tomó inicialmente un material con propiedades similares en relación al módulo de elasticidad a las tres siliconas antes mencionadas (Vytaflex). Este material permite el paso de luz a través de él lo cual lo hace idóneo como sensor. Continuamente, se desarrolló un molde inicial para generar la fibra de material que sería posteriormente recubierta por un material que contenga la luz ( ver figura 6.1).

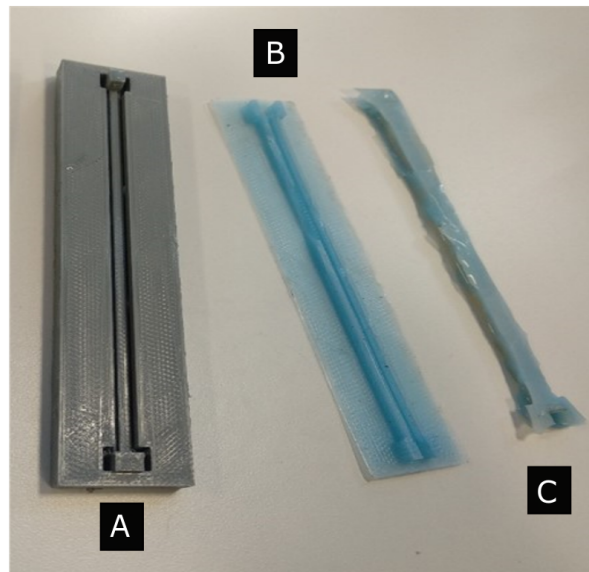


Figura 6.1: Pasos de manufactura del sensor de fibra blando.

Como se puede ver en la imagen, el paso A corresponde a la manufactura del molde del recubrimiento el cual tiene un tamaño de 1 mm de largo por 1 mm de ancho. El paso B, corresponde a la realización del molde interno para obtener la fibra suave, que fue sellada con material como se puede observar en el paso c de la imagen 6.1.

Para medir la transmisión de luz, traducida a los ángulos de deformación de la fibra óptica

se implementarán dos tarjetas que funcionan como emisor y receptor de información de tipo luminosa como se puede observar en la figura 6.2.

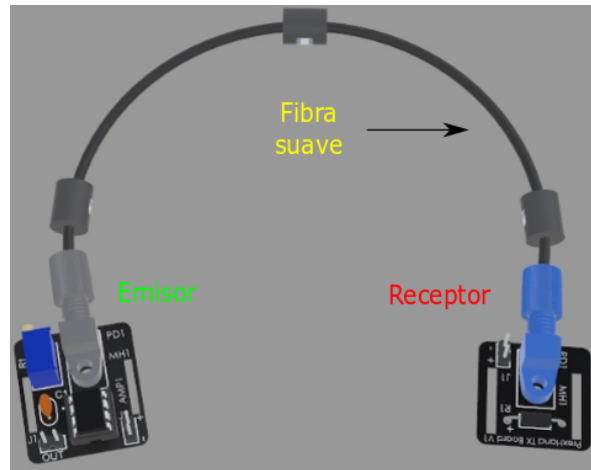


Figura 6.2: Planteamiento para medición, sensor de fibra blanda.

Al obtener este mecanismo se pretende mezclar con la interfaz de la prótesis ( ver figura 6.3) con el objetivo de obtener varias funcionalidades dentro del dispositivo (rehabilitación y medición).

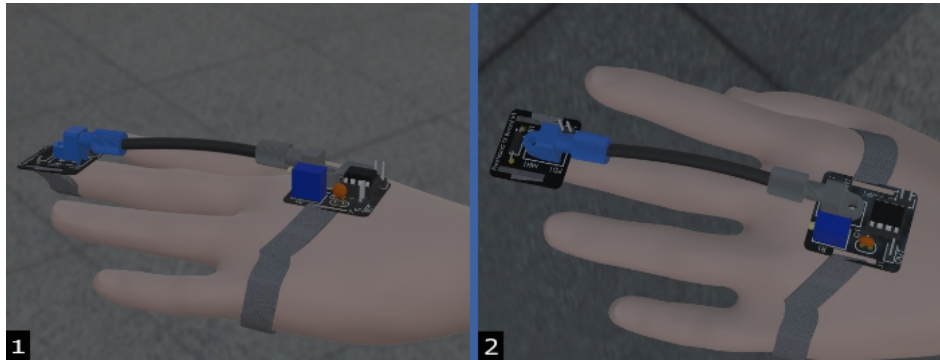


Figura 6.3: figura A vista lateral del mecanismo de sensado adaptado, B vista superior.

Finalmente, se propone desarrollar un estudio sensorial que permita medir de manera mas acertada la presión requerida en el movimiento del actuador. Para esto se propone implementar el sensor de presión *ASDXACX100PAAAS*, que es un sensor de presión de a serie *ASC*, que permite medir niveles mínimos de presión de manera más exacta.

**Actuación del mecanismo:**

En cuanto al mecanismo de actuación se sugiere implementar válvulas de tres posiciones que permitan en el actuador generar un estado estacionario donde la presión se mantenga a nivel interno del actuador y adicionalmente le permita generar movimiento de flexión y extensión del mecanismo sin necesidad de cerrar el paso de presión. Aunado a ello, se sugiere validar si es suficiente alimentar el esquema con un tanque portátil de gas, que le permita al usuario contar con un mecanismo portátil.

# Bibliografía

- [1] D. Mozaffarian, E. Benjamin, A. Go, D. Arnett, M. Blaha, M. Cushman, S. Das, S. de Ferranti, J. Després, H. Fullerton, V. Howard, M. Huffman, C. Isasi, M. Jiménez, S. Judd, B. Kissela, J. Lichtman, L. Lisabeth, S. Liu, R. Mackey, D. Magid, D. McGuire, E. Mohler, C. Moy, P. Muntner, M. Mussolino, K. Nasir, R. Neumar, G. Nichol, L. Palaniappan, D. Pandey, M. Reeves, C. Rodriguez, W. Rosamond, P. Sorlie, J. Stein, A. Towfighi, T. Turan, S. Virani, D. Woo, R. Yeh, M. Turner y on behalf of the American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee, «Heart disease and stroke statistics-2016 update a report from the American Heart Association», English (US), *Circulation*, vol. 133, n.º 4, e38-e48, ene. de 2016, ISSN: 0009-7322. DOI: 10.1161/CIR.0000000000000350.
- [2] L. A. Arias López et al., «Biomecánica y patrones funcionales de la mano», *Morfología; Vol. 4, núm. 1 (2012) 2011-9860*, 2012.
- [3] A. I. Kapandji et al., *Fisiología articular*. Médica Panamericana, 1998.
- [4] B. Guaricela, J. Luis, M. X. Quinde Abril y J. D. Cuzco Patiño, «Diseño, construcción e implementación de una prótesis biomecánica de mano derecha», B.S. thesis, 2013.
- [5] B. Price, «Frank and Lillian Gilbreth and the manufacture and marketing of motion study, 1908-1924», *Business and economic history*, vol. 18, n.º 2, 1989.
- [6] J. T. Hansen, *Netter-Anatomía Clínica*. Elsevier Brasil, 2015.
- [7] J. D. Ospina, «TEREVISTACKNE», *Revista TECKNE*, vol. 11, n.º 1, 2013.
- [8] M. Latarjet y A. R. Liard, *Anatomía humana*. Ed. Médica Panamericana, 2004, vol. 2.
- [9] K. L. Moore, A. F. Dalley y A. M. Agur, *Anatomía orientada para a clínica*. Guanabara Koogan Rio de Janeiro, 2006.
- [10] S. Tanrikulu, Ş. Bekmez, A. Üzümcügil y G. Leblebicioglu, «Anatomy and Biomechanics of the Wrist and Hand», en. ene. de 2015, págs. 441-447, ISBN: 978-3-642-36568-3. DOI: 10.1007/978-3-642-36569-0\_49.
- [11] B. J. Bustos-Viviescas, A. A. Acevedo-Mindiola y R. E. Lozano-Zapata, «Valores de fuerza prensil de mano en sujetos aparentemente sanos de la ciudad de Cúcuta, Colombia», *MedUNAB*, vol. 21, n.º 3, págs. 363-377, 2019.
- [12] W. Maurel, «3D modeling of the human upper limb including the biomechanics of joints, muscles and soft tissues», pág. 204, 1999. DOI: 10.5075/epfl-thesis-1906.
- [13] D. Repperger, B. Hill, C. Hasser, M. Roark y C. Phillips, «Human tracking studies involving an actively powered, augmented exoskeleton», en *Proceedings of the 1996 Fifteenth Southern Biomedical Engineering Conference*, IEEE, 1996, págs. 28-31.

- [14] B. G. A. David, M. C. E. Alejandro y R. C. Ricardo, «Obtención del rango de movilidad de los dedos índice, medio, anular y meñique»,
- [15] *Placa y desplome: Lesiones de escalada: Lesiones de dedos*. dirección: <http://placaydesplome.blogspot.com/2010/02/lesiones-de-escalada-lesiones-de-dedos.html> (visitado 25-11-2019).
- [16] S. Pheasant, *Anthropometrics-an introduction*. 1990.
- [17] M. Bastow, «Anthropometrics revisited», *Proceedings of the Nutrition Society*, vol. 41, n.º 3, págs. 381-388, 1982.
- [18] E. C. Díaz, N. C. Mariángel, Ó. M. Silva y C. R. Herrera, «Estudio piloto de medidas antropométricas de la mano y fuerzas de prensión, aplicables al diseño de herramientas manuales», *Ciencia & Trabajo*, n.º 39, págs. 1-5, 2011.
- [19] *Abducción y Adducción de la Muñeca / Huesos del cuerpo humano, Huesos del cuerpo y Cuerpo humano*. dirección: <https://co.pinterest.com/pin/439734351111300961/> (visitado 25-11-2019).
- [20] N. Kostanjsek, «Use of The International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) as a conceptual framework and common language for disability statistics and health information systems», en *BMC public health*, BioMed Central, vol. 11, 2011, S3.
- [21] W. H. Organization et al., *World report on disability 2011*. World Health Organization, 2011.
- [22] R. Wittenauer y L. Smith, «Background Paper 6.6 Ischaemic and Haemorrhagic Stroke», *Priority Medicines for Europe and the World. A Public Health Approach to Innovation*, 2012.
- [23] J. Adamson, A. Beswick y S. Ebrahim, «Is stroke the most common cause of disability?», *Journal of stroke and cerebrovascular diseases*, vol. 13, n.º 4, págs. 171-177, 2004.
- [24] R. Boian, A. Sharma, C. Han, A. Merians, G. Burdea, S. Adamovich, M. Recce, M. Tremaine, H. Poizner et al., «Virtual reality-based post-stroke hand rehabilitation», *Studies in health technology and informatics*, págs. 64-70, 2002.
- [25] T. L. Green y K. M. King, «Functional and psychosocial outcomes 1 year after mild stroke», *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, vol. 19, n.º 1, págs. 10-16, 2010.
- [26] D. F. Braus, J. K. Krauss y J. Strobel, «The shoulder–hand syndrome after stroke: a prospective clinical trial», *Annals of Neurology: Official Journal of the American Neurological Association and the Child Neurology Society*, vol. 36, n.º 5, págs. 728-733, 1994.
- [27] T. Meyer, C. Gutenbrunner, J. Bickenbach, A. Cieza, J. Melvin y G. Stucki, «Towards a conceptual description of rehabilitation as a health strategy», *Journal of rehabilitation medicine*, vol. 43, n.º 9, págs. 765-769, 2011.
- [28] M. T. Ciocarlie y P. K. Allen, «Hand posture subspaces for dexterous robotic grasping», *The International Journal of Robotics Research*, vol. 28, n.º 7, págs. 851-867, 2009.
- [29] J. Iqbal y K. Baizid, «Stroke rehabilitation using exoskeleton-based robotic exercisers: Mini Review.», 2015.

- [30] N. A. Lannin, S. A. Horsley, R. Herbert, A. McCluskey y A. Cusick, «Splinting the hand in the functional position after brain impairment: a randomized, controlled trial», *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 84, n.º 2, págs. 297-302, 2003.
- [31] B. Chinembiri, J. Machuki, C. Wen, Z. M y S. K, «A dynamic-splint-for-the-treatment-of-spasticity-of-the-hand-after-stroke», vol. Volume 3, págs. 1-7, nov. de 2018.
- [32] J. C. MacDermid y V. Tottenham, «Responsiveness of the disability of the arm, shoulder, and hand (DASH) and patient-rated wrist/hand evaluation (PRWHE) in evaluating change after hand therapy», *Journal of Hand Therapy*, vol. 17, n.º 1, págs. 18-23, 2004.
- [33] R. H. Parry, N. B. Lincoln y M. A. Appleyard, «Physiotherapy for the arm and hand after stroke», *Physiotherapy*, vol. 85, n.º 8, págs. 417-425, 1999.
- [34] C. L. MacKenzie y T. Iberall, *The grasping hand*. Elsevier, 1994, vol. 104.
- [35] N. Friedman, V. Chan, A. N. Reinkensmeyer, A. Beroukhim, G. J. Zambrano, M. Bachman y D. J. Reinkensmeyer, «Retraining and assessing hand movement after stroke using the MusicGlove: comparison with conventional hand therapy and isometric grip training», *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 11, n.º 1, pág. 76, 2014.
- [36] D. Popov, I. Gaponov y J.-H. Ryu, «Portable exoskeleton glove with soft structure for hand assistance in activities of daily living», *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 22, n.º 2, págs. 865-875, 2016.
- [37] E. B. Brokaw, I. Black, R. J. Holley y P. S. Lum, «Hand Spring Operated Movement Enhancer (HandSOME): a portable, passive hand exoskeleton for stroke rehabilitation», *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 19, n.º 4, págs. 391-399, 2011.
- [38] O. Sandoval-Gonzalez, J. Jacinto-Villegas, I. Herrera-Aguilar, O. Portillo-Rodriguez, P. Tripicchio, M. Hernandez-Ramos, A. Flores-Cuautle y C. Avizzano, «Design and development of a hand exoskeleton robot for active and passive rehabilitation», *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 13, n.º 2, pág. 66, 2016.
- [39] Y. Kadowaki, T. Noritsugu, M. Takaiwa, D. Sasaki y M. Kato, «Development of soft power-assist glove and control based on human intent», *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol. 23, n.º 2, págs. 281-291, 2011.
- [40] Y. Hasegawa, Y. Mikami, K. Watanabe e Y. Sankai, «Five-fingered assistive hand with mechanical compliance of human finger», en *2008 IEEE international conference on robotics and automation*, IEEE, 2008, págs. 718-724.
- [41] M. DiCicco, L. Lucas e Y. Matsuoka, «Comparison of control strategies for an EMG controlled orthotic exoskeleton for the hand», en *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA'04. 2004*, iee, vol. 2, 2004, págs. 1622-1627.
- [42] M. Takagi, K. Iwata, Y. Takahashi, S.-i. Yamamoto, H. Koyama y T. Komeda, «Development of a grip aid system using air cylinders», en *2009 IEEE international conference on robotics and automation*, IEEE, 2009, págs. 2312-2317.

- [43] B. L. Shields, J. A. Main, S. W. Peterson y A. M. Strauss, «An anthropomorphic hand exoskeleton to prevent astronaut hand fatigue during extravehicular activities», *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics-part A: systems and humans*, vol. 27, n.º 5, págs. 668-673, 1997.
- [44] R. F. Shepherd, F. Ilievski, W. Choi, S. A. Morin, A. A. Stokes, A. D. Mazzeo, X. Chen, M. Wang y G. M. Whitesides, «Multigait soft robot», *Proceedings of the national academy of sciences*, vol. 108, n.º 51, págs. 20 400-20 403, 2011.
- [45] A. Albu-Schaffer, O. Eiberger, M. Grebenstein, S. Haddadin, C. Ott, T. Wimbock, S. Wolf y G. Hirzinger, «Soft robotics», *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 15, n.º 3, págs. 20-30, 2008.
- [46] B. Mosadegh, P. Polygerinos, C. Keplinger, S. Wennstedt, R. F. Shepherd, U. Gupta, J. Shim, K. Bertoldi, C. J. Walsh y G. M. Whitesides, «Pneumatic networks for soft robotics that actuate rapidly», *Advanced functional materials*, vol. 24, n.º 15, págs. 2163-2170, 2014.
- [47] *qb SoftHand Research - anthropomorphic robotic hand - qbrobotics*. dirección: <https://qbrobotics.com/products/qb-soft-hand-research/> (visitado 08-12-2019).
- [48] T. Yang, Y. Xiao, Z. Zhang, Y. Liang, G. Li, M. Zhang, S. Li, T.-W. Wong, Y. Wang, T. Li et al., «A soft artificial muscle driven robot with reinforcement learning», *Scientific reports*, vol. 8, n.º 1, pág. 14 518, 2018.
- [49] C. Majidi, «Soft robotics: a perspective—current trends and prospects for the future», *Soft Robotics*, vol. 1, n.º 1, págs. 5-11, 2014.
- [50] D. Rus y M. T. Tolley, «Design, fabrication and control of soft robots», *Nature*, vol. 521, n.º 7553, pág. 467, 2015.
- [51] M. Cianchetti, M. Calisti, L. Margheri, M. Kuba y C. Laschi, «Bioinspired locomotion and grasping in water: the soft eight-arm OCTOPUS robot», *Bioinspiration & biomimetics*, vol. 10, n.º 3, pág. 035 003, 2015.
- [52] H.-T. Lin, G. G. Leisk y B. Trimmer, «GoQBot: a caterpillar-inspired soft-bodied rolling robot», *Bioinspiration & biomimetics*, vol. 6, n.º 2, pág. 026 007, 2011.
- [53] K. C. Galloway, K. P. Becker, B. Phillips, J. Kirby, S. Licht, D. Tchernov, R. J. Wood y D. F. Gruber, «Soft robotic grippers for biological sampling on deep reefs», *Soft robotics*, vol. 3, n.º 1, págs. 23-33, 2016.
- [54] P. Polygerinos, S. Lyne, Z. Wang, L. F. Nicolini, B. Mosadegh, G. M. Whitesides y C. J. Walsh, «Towards a soft pneumatic glove for hand rehabilitation», en *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, IEEE, 2013, págs. 1512-1517.
- [55] F. Connolly, C. J. Walsh y K. Bertoldi, «Automatic design of fiber-reinforced soft actuators for trajectory matching», *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 114, n.º 1, págs. 51-56, 2017.
- [56] G. Rizzoni, Y. Guezennec, A. Brahma, X. Wei y T. Miller, «VP-SIM: A unified approach to energy and power flow modeling simulation and analysis of hybrid vehicles», SAE Technical Paper, inf. téc., 2000.

- [57] P. Boyraz, G. Runge y A. Raatz, «An overview of novel actuators for soft robotics», en *Actuators*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, vol. 7, 2018, pág. 48.
- [58] B. A. Baydere, S. K. Talas y E. Samur, «A novel highly-extensible 2-DOF pneumatic actuator for soft robotic applications», *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 281, págs. 84-94, 2018.
- [59] *Smooth-On, Inc. | Mold Making & Casting Materials | Rubbers, Plastics, Foams & More!*  
Dirección: <https://www.smooth-on.com/> (visitado 25-11-2019).
- [60] I. Manual, «Shimadzu Corporation», *Analytical Instrument Plant, Kyoto, Japan*, 1994.
- [61] ASTM, *Standard test method for breaking force and elongation of textile fabrics (strip method)*, 2011.
- [62] R. M. A. Elrahim, E. A. Embaby, M. F. Ali, R. M. Kamel et al., «Inter-rater and intra-rater reliability of Kinovea software for measurement of shoulder range of motion», *Bulletin of Faculty of Physical Therapy*, vol. 21, n.º 2, pág. 80, 2016.
- [63] K. T. Grattan y B. Meggitt, *Optical fiber sensor technology*. Springer, 1995, vol. 1.