

# DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE DOS DISPOSITIVOS NEUMÁTICOS PARA REHABILITACIÓN DE MANO.



**Yalena Narváez Plaza**  
**Samara Catalina Enríquez Urbano**

*Universidad del Cauca*

**Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones**  
**Departamento de Electrónica, Instrumentación y Control**  
**Ingeniería en Electrónica y Telecomunicaciones**  
Popayán, 2015

# DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE DOS DISPOSITIVOS NEUMÁTICOS PARA REHABILITACIÓN DE MANO.



**Trabajo de Grado presentado como requisito para obtener el título  
de Ingeniero en Electrónica y Telecomunicaciones**

**Yalena Narváez Plaza  
Samara Catalina Enríquez Urbano**

Director  
PhD Oscar Andrés Vivas Albán

*Universidad del Cauca*

**Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones  
Departamento de Electrónica, Instrumentación y Control  
Ingeniería en Electrónica y Telecomunicaciones  
Popayán 2015**



## TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN.....	1
1. ESTADO DEL ARTE .....	3
2. REHABILITACION DE LA MANO .....	7
2.1 MANO.....	7
2.1.1 Anatomía de los dedos de la mano.....	7
2.1.2 Movimientos .....	8
2.2 ICTUS Y SU REHABILITACION .....	10
2.2.1 Ictus.....	10
2.2.2 Afectación motora en la mano .....	10
2.2.3 Rehabilitación .....	11
3. EXPERIMENTACIÓN MECANISMO TERMORETRÁCTIL .....	13
3.1 FUNDA TERMORETRÁCTIL.....	13
3.2 MUELLES.....	14
3.3 EXPERIMENTO .....	15
3.4 DISEÑO CAD .....	16
3.4.1 Dimensiones de las piezas .....	16
3.5 RESULTADOS .....	19
3.6 TRAYECTORIA GENERADA .....	20
4. DISEÑO.....	25
4.1 MECANISMO TERMORETRACTIL .....	25
4.1.1 Descripción del mecanismo propuesto .....	26
4.1.2 Diseño CAD.....	28
4.2 MECANISMO EXOESQUELETO .....	31
4.2.1 Tecnología.....	32
4.2.2 Arquitectura del mecanismo .....	33
4.2.3 DISEÑO CAD .....	36
4.2.3.1 Módulos dedos.....	37
4.2.3.2 Unión elástica .....	42
4.2.3.3 Dimensiones de las piezas.....	43
4.2.3.4 Cálculos Barras.....	47



I. Barra uno y dos .....	48
II. Barra tres.....	50
5. CONSTRUCCIÓN .....	53
5.1 MECANISMO TERMORETRÁCTIL .....	53
5.2 MECANISMO EXOESQUELETO .....	57
5.2.1 Accionamiento del mecanismo .....	59
6. SOFTWARE .....	63
6.1 IMPLEMENTACION DE RUTINAS EN MATLAB .....	63
6.1.1 Mecanismo termoretráctil.....	63
6.1.2 Obtención de información a partir de Imágenes.....	72
6.1.2.1 Adquisición de la imagen .....	73
6.1.2.2 Tratamiento de la imagen.....	73
6.1.2.3 Extracción de características .....	75
6.2 CONTROL DE LAS VALVULAS DEL MECANISMO EXOESQUELETO.....	75
6.3 SOFTWARE DE SIMULACIÓN PARA EL MECANISMO EXOESQUELETO.....	77
7. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO.....	82
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	84
ANEXO A. RECONOCIMIENTOS Y PUBLICACIONES.....	90
ANEXO A.1 ARTICULOS PUBLICADOS.....	90
ANEXO A.2 RECONOCIMIENTOS.....	101
ANEXO A.3 TRAMITE PATENTE .....	103
ANEXO A.4 MEMORIA PATENTE.....	108
ANEXO A.5 CARTAS DE RECOMENDACION.....	130
ANEXO B. EXPERIMENTOS TERMORETRACTIL .....	134
ANEXO B.1 FICHA TECNICA EXPERIMENTO .....	135
ANEXO C. TRAYECTORIAS TEÓRICAS .....	136
ANEXO D. MATRICES DE TRASFORMACIÓN .....	139
D.1 DEDO ÍNDICE .....	140
D.2 DEDO CORAZÓN .....	140
D.3 DEDO ANULAR.....	140
D.4 DEDO MEÑIQUE.....	141
D.5 PULGAR.....	141
ANEXO E. PLANOS NEUMATICOS Y ELECTRICOS .....	143
ANEXO F. FUNCIONAMIENTO DEL MECANISMO EXOESQUELETO. ....	147
ANEXO G. APLICACIONES DESARROLLADAS. ....	149
ANEXO H. LÓGICA DEL SUMINISTRO DE PRESION .....	150



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 a) Robot Hand of Hope, b) Robot HandSome,c) Robot Hexxor.....	4
Figura 1.2 a) Robot AMADEO, b) Robot GLOREHA.....	5
Figura 1.3 a) Sistema de rehabilitación CENIDET, b) Sistema de rehabilitación de Unicauca,.....	6
Figura 1.4 a) KADOWAKI, b) OHAE.....	6
Figura 2.1 Radiografía de la mano.....	8
Figura 2.2 a) Presión de precisión; b) Presión con potencia; c) Presión en gancho .....	9
Figura 3.1 Funda termoretráctil.....	13
Figura 3.2 Montaje realizado.....	15
Figura 3.3 Diseño CAD .....	16
Figura 3.4 Vista frontal superior piezas A y B .....	17
Figura 3.5 Vista frontal inferior pieza A .....	18
Figura 3.6 Vista frontal inferior pieza B .....	18
Figura 3.7 Vista frontal derecha piezas C y D .....	18
Figura 3.8 Vista frontal derecha pieza E .....	19
Figura 3.9 Comportamiento mecanismo .....	19
Figura 3.10 Orientación del Leap Motion .....	21
Figura 3.11 Posición inicial y final .....	21
Figura 3.12 Trayectorias teóricas.....	22
Figura 3.13 Trayectoria descrita por el dedo índice de cinco usuarios.....	23
Figura 3.14 Grafica error cuadrático medio de cada usuario.....	24
Figura 4.1 Diseño CAD mecanismo termoretráctil .....	26
Figura 4.2 Estructura modulo dedos .....	27
Figura 4.3 Pieza principal y piezas secundarias.....	27
Figura 4.4 Espacio disponible en diseño mecánico.....	28
Figura 4.5 Limitante desplazamiento .....	28
Figura 4.6 Vista frontal derecha pieza secundaria .....	29
Figura 4.7 Vista frontal pieza principal .....	29
Figura 4.8 Trapecio pestaña pieza principal.....	30
Figura 4.9 Vista frontal pieza principal .....	30
Figura 4.10 Vista trasera pieza principal .....	30
Figura 4.11 Centros virtuales de rotación.....	32
Figura 4.12 Arquitectura del mecanismo.....	33
Figura 4.13 Marcos de referencia .....	34
Figura 4.14 Marco de referencia Articulación Virtual.....	34
Figura 4.15 Medición parámetros $d_j$ y $a_j$ .....	35
Figura 4.16 Diseño CAD mecanismo exoesqueleto .....	36
Figura 4.17 Guías circulares .....	37
Figura 4.18 Punto de conexión .....	38



Figura 4.19 Pestaña en guía circular .....	38
Figura 4.20 Comportamiento barra dos y tres .....	39
Figura 4.21 Modulo en extensión .....	39
Figura 4.22 Modulo en flexión .....	40
Figura 4.23 Modulo en movimientos de lateralidad .....	40
Figura 4.24 Posición habitual de actuadores en exoesqueletos (izquierda) y en el mecanismo desarrollado (derecha).....	41
Figura 4.25 Base y soporte del actuador.....	41
Figura 4.26 Inclinación del actuador .....	42
Figura 4.27 Tapa cilindro .....	42
Figura 4.28 Diseño CAD mecanismo exoesqueleto sujetando bola .....	43
Figura 4.29 Sistema de barras en posición inicial .....	47
Figura 4.30 Sistema de barras en posición final.....	48
Figura 4.31 Representación vectorial barra 1 y 2 en posición inicial .....	49
Figura 4.32 Representación vectorial barra 1 y 2 en posición final.....	49
Figura 4.33 Representación vectorial barra 2 y 3 en posición inicial .....	51
Figura 4.34 Representación vectorial barra 2 y 3 en posición final.....	51
Figura 4.35 Representación triangular barra 3.....	52
Figura 5.1 Relé utilizado .....	54
Figura 5.2 Válvula utilizada .....	54
Figura 5.3 Tarjeta Arduino Uno.....	55
Figura 5.4 Mecanismo termoretráctil vista lateral .....	56
Figura 5.5 Mecanismo termoretráctil vista frontal.....	56
Figura 5.6 Piezas impresas.....	57
Figura 5.7 Dimensiones de los muelles .....	57
Figura 5.8 Unión elástica .....	58
Figura 5.9 Deformación excesiva del muelle.....	58
Figura 5.10 Deformación esperada del muelle.....	59
Figura 5.11 Sistema neumático .....	60
Figura 5.12 Mecanismo exoesqueleto .....	61
Figura 5.13 Mecanismo exoesqueleto utilizado por un usuario .....	61
Figura 5.14 Pruebas del usuario .....	62
Figura 6.1 Selección de datos interfaz .....	64
Figura 6.2 Objetos creados en Blender.....	64
Figura 6.3 Vista de los tubos desde la cámara web .....	65
Figura 6.4 Diagrama UML de la aplicación. ....	66
Figura 6.5 Clase ControlTerapia .....	67
Figura 6.6 Clase CargaObjetos.....	67
Figura 6.7 Clase Terapia .....	68
Figura 6.8 Validación de datos.....	69
Figura 6.9 Estado de los botones.....	69
Figura 6.10 Clase TomalImagen.....	71
Figura 6.11 Clase TemporizadorArduino.....	71
Figura 6.12 Clase Interfaz.....	72
Figura 6.13 Clases Arduino e InformacionDistancia.....	72
Figura 6.14 Fases tratamiento imagen.....	72



Figura 6.15 Imagen binarizada e invertida para cuatro marcas.....	74
Figura 6.16 Aplicación transformada de ganancia o pérdida.....	74
Figura 6.17 Objetos etiquetados empleando cuatro marcas .....	75
Figura 6.18 Phidget seleccionado.....	76
Figura 6.19 Clase Phidgets.....	77
Figura 6.20 Clase Exoesqueleto Hand.....	78
Figura 6.21. Clase Left Human Hand.....	80
Figura 6.22 Interfaz de Usuario.....	81
Figura C.1 Trayectorias teóricas .....	136
Figura C.2 Trayectoria teórica 1.....	137
Figura C.3 Trayectoria teórica 2.....	137
Figura C.4 Trayectoria teórica 3.....	138
Figura E.1 Plano neumático mecanismo termoretráctil (Norma ISO 1219) .....	143
Figura E.2 Plano neumático mecanismo exoesqueleto (Norma ISO 1219).....	144
Figura E.3 Plano neumático mecanismo termoretráctil (Norma ISA 5.1 Y 5.3) .....	145
Figura E.4 Plano neumático mecanismo exoesqueleto (Norma ISA 5.1 Y 5.3) .....	145
Figura E.5 Plano eléctrico mecanismo termoretráctil (Norma ISA 5.1 Y 5.3).....	146
Figura E.6 Plano eléctrico mecanismo exoesqueleto (Norma ISA 5.1 Y 5.3) .....	146
Figura F.1 Mecanismo sujetando bola de 60 mm de diámetro.....	147
Figura F.2 Mecanismo sujetando bola de 88 mm de diámetro .....	147
Figura F.3 Mecanismo sujetando bola de 45 mm de diámetro .....	148
Figura F.4 Mecanismo sujetando botella plástica.....	148
Figura H.1 Diagrama de flujo del suministro de presión .....	150



## LISTA DE TABLAS

Tabla 2.1 Rango de movimientos de las articulaciones de los dedos.....	8
Tabla 3.1 Fundas termoretráctiles empleadas .....	15
Tabla 3.2 Constantes muelles utilizados .....	16
Tabla 3.3 Dimensiones de las piezas.....	17
Tabla 3.4 Resultados experimentación .....	20
Tabla 3.5 Características termoretráctil seleccionado .....	20
Tabla 3.6 Resultados error cuadrático medio usuario .....	23
Tabla 4.1 Dimensiones piezas diseño CAD .....	29
Tabla 4.2 Parámetros D-H dedo índice .....	35
Tabla 4.3 Parámetros D-H dedo corazón.....	35
Tabla 4.4 Parámetros D-H dedo anular .....	35
Tabla 4.5 Parámetros D-H dedo meñique.....	36
Tabla 4.6 Parámetros D-H Pulgar.....	36
Tabla 4.7 Dimensiones piezas dedo índice .....	44
Tabla 4.8 Dimensiones piezas dedo corazón.....	45
Tabla 4.9 Dimensiones piezas dedo anular .....	45
Tabla 4.10 Dimensiones piezas dedo meñique.....	46
Tabla 4.11 Dimensiones piezas pulgar .....	47
Tabla 5.1 Características tarjeta Arduino .....	55
Tabla 5.2 Dimensiones de los muelles.....	58
Tabla B.1. Resultados experimentación.....	134
Tabla E.1 Definición siglas plano mecanismo termoretráctil.....	143
Tabla E.2 Definición siglas plano mecanismo exoesqueleto .....	144



## LISTA DE ACRÓNIMOS

<b>AHA</b>	American Heart Association
<b>3D</b>	Tercera dimensión
<b>ACV</b>	Accidente Cerebro Vascular
<b>CAD</b>	Diseño asistido por computador
<b>CENIDET</b>	Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico-México
<b>CMC</b>	Carpometacarpiana
<b>CVM</b>	Centro Virtual de Movimientos
<b>DC</b>	Corriente Directa
<b>DH</b>	Denavit-Hartenberg
<b>DIP</b>	Interfalángica distal
<b>EEF</b>	Efactor final
<b>EMG</b>	Electromiografías
<b>FM</b>	Falange media
<b>FP</b>	Falange proximal
<b>GUI</b>	Interfaz Gráfica de Usuario
<b>HOH</b>	Hand of Hope
<b>IP</b>	Interfalángica
<b>MCP</b>	Metacarpofalángica
<b>OHAE</b>	Orthotic Hand-Assistive Exoskeleton
<b>PIP</b>	Inter falángica proximal
<b>PVC</b>	Pilicloruro de vinilo
<b>PWM</b>	Modulación por amplitud de pulso
<b>UML</b>	Lenguaje Unificado de Modelado
<b>USB</b>	Bus Universal en Serie



## INTRODUCCIÓN

Según la Asociación Americana del Corazón (AHA: American Heart Association) para el año 2030 habrá un incremento en la probabilidad de sufrir un accidente cerebrovascular (ACV), siendo esta igual a un 24,9% respecto a la prevalencia en el año 2013, lo que indica que un aproximado de 4 millones de personas sufrirán esta enfermedad [1]. Actualmente, alrededor de 795,000 individuos experimentan uno nuevo o recurrente cada año, de los cuales el 87% son de tipo isquémico y el 13% de tipo hemorrágico [2].

Algunas secuelas producidas por los ACV son: hemiparesia, hemiplejia, afasia, disfasia, depresión [3], déficit cognitivos [4], entre otras, las cuales afectan la independencia de quienes las padecen [2] y [5], por lo que se sugiere que el paciente después de sufrir un ACV inicie un programa de rehabilitación para promover la recuperación de las capacidades afectadas, entre las que puede estar la movilidad de la mano.

La mano es un miembro primordial para el ser humano porque le permite desarrollar actividades de la vida cotidiana, por lo tanto, cuando esta se ve afectada por un tipo de lesión o ACV la calidad de vida de las personas se ve notablemente limitada [5], motivo por el cual se hace necesario rehabilitarla. Una alternativa es la utilización de robots en las terapias, debido a que han demostrado ser eficaces en la recuperación de los pacientes, además, aumentan la motivación al disminuir la monotonía de las sesiones, permiten realizar un seguimiento más preciso de la evolución de los usuarios y son un buen complemento para el trabajo realizado por los fisioterapeutas [6], [7] y [8], considerando que estos dispositivos no pretenden reemplazarlos si no asistirlos.

Teniendo en cuenta lo mencionado anteriormente, en el presente trabajo se diseñan dos dispositivos de tipo neumático para la rehabilitación de mano, los cuales por su sistema de actuación brindan seguridad al paciente en cada una de las fases de rehabilitación, debido que cada uno de ellos se centra en diferentes etapas. El primero es pensado para la fase inicial y el segundo para las posteriores, de esta manera se pretende que el paciente alcance un mayor rango de movimiento.

El presente documento está estructurado de la siguiente forma: el primer capítulo presenta el estado del arte con los principales mecanismos de rehabilitación; en el segundo capítulo se presentan aspectos relevantes en la rehabilitación de la mano; en el tercer capítulo, las pruebas realizadas para el mecanismo termorretráctil; en el cuarto capítulo, el diseño de cada uno de los dispositivos; en el quinto capítulo, la construcción de cada uno de los mismos; en el sexto capítulo, la implementación de rutinas en MATLAB y software de simulación del mecanismo exoesqueleto; en el séptimo capítulo, las conclusiones y los trabajos futuros. Finalmente se encuentran los anexos pertinentes al trabajo de grado.



El proyecto se realizó en el laboratorio de neurorehabilitación (nBio) de la Universidad Miguel Hernández, ubicada en la ciudad de Elche, provincia de Alicante, España, bajo la dirección de los PhD José María Sabater Navarro y Nicolás García Aracil. Los recursos para el desarrollo de los mismos fueron proporcionados por la Universidad Miguel Hernández, donde se contaba con ventajas en cuenta a tiempo y presupuesto para la adquisición de los implementos.

Cabe agregar, que se desarrolló una reunión de trabajo con fisioterapeutas en el Hospital General San Juan de Alicante, donde se participó de una sesión de fisioterapia dirigida a un paciente que había sufrido un ACV y tenía la movilidad de la mano derecha afectada, en la cual se pudo conocer las movilizaciones practicadas y el estado real de un paciente, durante el transcurso de esta los fisioterapeutas indicaron las respectivas recomendaciones para el desarrollo de los mecanismo presentados en el documento.

También, se contó con asesoría del personal docente de la universidad y miembros del laboratorio en los temas en los cuales no se tenían conocimiento, pero se requerían para el desarrollo del proyecto.

Finalmente, como fruto de este trabajo se publicaron dos artículos en las XXXV Jornadas de Automática 2014 en Valencia, España, donde uno de ellos fue galardonado con el premio honorífico otorgado por el grupo de Bioingeniería del Comité Español de Automática (CEA). Además, para el mecanismo exoesqueleto, se solicitó registro de patente de invención No. 201400643 ante la Oficina Española de Patentes y Marcas. Lo anterior se presenta en el anexo A.



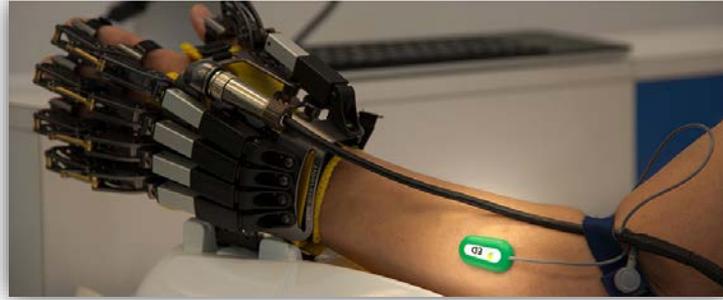
## 1. ESTADO DEL ARTE

Algunos de los mecanismos desarrollados hasta el momento para asistir en la terapia de rehabilitación de mano implementando diferentes tecnologías [9] son:

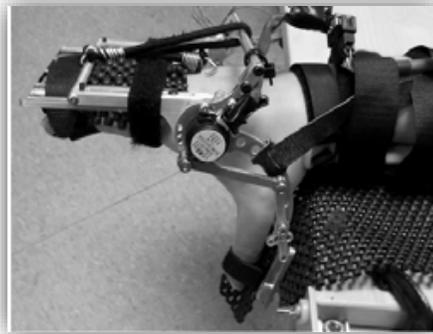
**HOH:** Hand of Hope [10], cuenta con cinco grados de libertad, asiste a los pacientes en la recuperación de las capacidades motoras afectadas de la mano. En este se utilizan las señales EMG del usuario con el fin de auto-iniciar el movimiento, debido a que las mismas indican la intención de realizarlo, estas son filtradas y procesadas para así poder efectuar el movimiento. Aunque el mecanismo inspecciona continuamente los músculos afectados, no los estimula. Además, simula algunas de las actividades de la vida cotidiana, como sujetar y recoger elementos, para lo cual se requiere la apertura y cierre de la mano. Este dispositivo es desarrollado por la Universidad Politécnica de Hong Kong, y utiliza como actuadores motores lineales DC, este se muestra en la Figura 1.1 (a).

**HANDSOME:** Este robot presentado en la Figura 1.1 (b) es pasivo, de poco peso y cuenta con un grado de libertad, además de ejecutar una terapia realiza un monitoreo del progreso de cada uno de los pacientes durante la sesión de rehabilitación con la ayuda de sensores de fuerza y de movimiento, por lo cual también puede considerarse como una herramienta de evaluación. Está pensado principalmente para compensar la hipertoniá, que es una secuela ocasionada por un accidente cerebrovascular. Ayuda al paciente a recuperar la fuerza de agarre, aumentar el rango de movimiento y el control motor fino de la mano. Además, aumenta la motivación y participación de los pacientes a través de juegos de terapia de realidad virtual. Es desarrollado por la Universidad Católica de Estados Unidos [11].

**HEXXOR:** Este exoesqueleto mostrado en la Figura 1.1 (c), utiliza como actuadores motores eléctricos AC y DC, también cuenta con dos grados de libertad y puede ser utilizado independiente del tamaño de las manos. Tiene dos módulos que le permiten controlar individualmente los dedos y el pulgar, este último le brinda diferentes grados de flexión/extensión, aducción /abducción. Con el fin de hacer un control correcto de la trayectoria cinemática, el exoesqueleto debe alinearse a lo largo del rango de movimiento permitido. Es desarrollado por la Universidad Católica de Estados Unidos. [12].



a)



b)



c)

Figura 1.1 a) Robot Hand of Hope, Fuente: [13]; b) Robot HandSome, Fuente: [11]; c) Robot Hexxor, Fuente: [12]

AMADEO: Sistema de cinco grados de libertad compuesto por pequeñas palancas a las que se articulan el brazo y la mano del paciente, por su parte, los dedos se acoplan a las mismas a través de imanes (Figura 1.2 (a)). Este sistema ofrece brinda diferentes niveles resistencia en flexión y extensión a cada uno de los dedos, simultáneamente valora los rangos de movimiento, fuerzas recibidas y potencia de movilidad. Además cuenta con un software amigable y gracias a este mecanismo el paciente puede auto iniciar los movimientos o realizarlos de manera activa o pasiva, lo anterior durante el tiempo sugerido por sesión que oscila entre 20 y 25 minutos, este cuenta con motores eléctricos como actuadores, es empleado en el área de la neurorehabilitación y es desarrollado por la compañía de ingeniería médica *Tyromotion*. [14].

GLOREHA: Consiste básicamente en un guante robótico de cinco grados de libertad con un peso ligero y de un programa de realidad virtual, con el que se pretende que los pacientes en las sesiones de rehabilitación ejecuten movimientos de forma automática y mantengan el movimiento de las articulaciones. El mecanismo posibilita movimientos que requieran la funcionalidad de prensión de la mano debido a que deja totalmente libre la zona palmar. El programa de realidad virtual permite visualizar a través de un computador, en tiempo real y en 3D cada uno de los movimientos generados en la mano como se observa en la Figura 1.2 (b), logrando así una gran concentración en la ejecución de los ejercicios por parte del paciente, además, el programa es flexible, permitiendo a cada

usuario ajustarlo a sus necesidades e independiente en cada dedo, por último, la interfaz es sencilla y amigable lo que facilita la configuración de cada una de las sesiones de terapia. Este fue desarrollado por la empresa italiana *Idrogenet* en conjunto con la Universidad de Brescia, Italia y utiliza motores eléctricos como actuadores. [15].



a)



b)

Figura 1.2 a) Robot AMADEO, Fuente: [16]; b) Robot GLOREHA, Fuente: [17]

Sistema de rehabilitación CENIDET (Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico-México): Este dispositivo de cuatro grados de libertad, emplea actuadores neumáticos para generar la flexión y extensión de los dedos índice, corazón, anular y meñique, adaptándose tanto a la mano derecha como a la izquierda como se observa en la Figura 1.3 (a); con este, es posible realizar movilizaciones activas y pasivas, es operado mediante un software desarrollado en *LabView* en el cual se eligen la mano y los dedos a rehabilitar, este también incorpora una base de datos en la que se observa el progreso de cada uno de los pacientes, finalmente el dispositivo puede ser utilizado tanto en niños como adultos debido a que se ajusta a diferentes tamaños de manos y dedos [18].

Sistema de rehabilitación de UNICAUCA: Dispositivo terapéutico de cinco grados de libertad, compuesto por una base a la cual se sujeta el antebrazo del paciente inmovilizando la muñeca, en consecuencia el único movimiento posible es en los dedos, lo descrito anteriormente es apreciable en la Figura 1.3 (b). Es común que los dedos de la mano en pacientes que han sufrido de un ACV (en consecuencia una afectación motora en esta) puedan estar inicialmente flexionados y/o cerrados, para lo cual, el mecanismo se adapta a la posición en que estos se encuentran y desde allí aplica el movimiento para extenderlos en la dirección requerida, empujándolos de manera progresiva con ayuda de los actuadores desde debajo de la mano y hasta la posición que el paciente soporte. Los actuadores utilizados son muelles de Nitinol (aleación con memoria de forma), elemento innovador del sistema. Por último, el sistema cuenta con un software en donde es posible configurar cada una de las sesiones de terapia dependiendo de las necesidades y evolución de cada uno de los pacientes. [19].



Figura 1.3 a) Sistema de rehabilitación CENIDET, Fuente: [18]; b) Sistema de rehabilitación de Unicauca, Fuente: [19]

**KADOWAKI:** Guante desarrollado en la Universidad de Okayama en Japón (Figura 1.4 (a)) que cuenta con seis grados de libertad y sirve para asistir en movimientos, utiliza músculos neumáticos de caucho como actuadores, uno curvado en forma de hoja y el otro en forma de espiral, el primero se encarga de la flexión de cada dedo, mientras que el segundo hace el movimiento de oposición en el pulgar, el control de la posición de los dedos se realiza mediante sensores de flexión ubicados en el guante o mediante señales EMG adquiridas de músculos del antebrazo, cuando estas alcanzan cierto umbral [20].

**OHAE:** Desarrollado en la Universidad de Nueva Jersey en Estados Unidos, este exoesqueleto presentado en la Figura 1.4 (b) cuenta con tres grados de libertad y acciona el pulgar, índice y corazón mediante cables conectados a una estructura que utiliza bandas de aluminio y varillas de fibra de carbono. Hay un actuador lineal para cada dedo, este hala del cable en movimiento bidireccional para flexionar y extender los mismos. La intención de movimiento del usuario es determinada por dos resistencias de detección de fuerza sujetas a la falange distal. La intención de estas es medir las fuerzas de contacto provocadas por el movimiento del dedo del usuario [21].

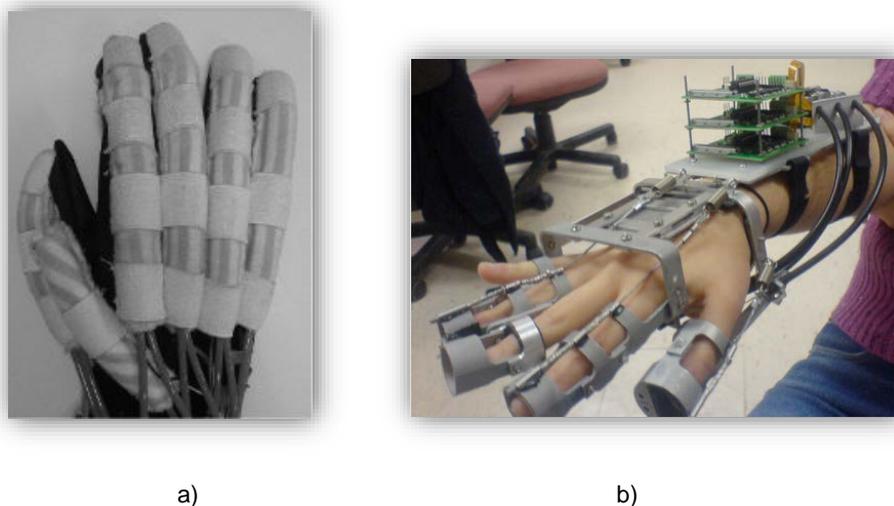


Figura 1.4 a) KADOWAKI, Fuente: [20]; b) OHAE, Fuente: [21]



## 2. REHABILITACION DE LA MANO

### 2.1 MANO

El uso extenso de la mano en la vida diaria manifiesta su importancia. Se emplean las manos para asir objetos y manipularlos; permite a las personas vestirse, comer, tocar instrumentos y practicar deportes, entre otros. La mano es capaz de aplicar grandes fuerzas prensoras entre el pulgar y los dedos, a la vez que realizar movimientos de precisión. Sin embargo, sus funciones sensoriales no deben ser pasadas por alto; transmiten información sobre la textura y contornos de las superficies, advierte del calor o fríos extremos [22]. Todas estas funciones motoras y sensoriales exigen que las manos posean una representación considerable en las cortezas motoras y sensoriales del encéfalo. Así, a medida que se fueron desarrollando las manos, la corteza cerebral aumento de tamaño para obtener un máximo beneficio de esta estructura sensitiva y de libre movimiento.

Si bien son muchos los animales capaces de asir objetos, como por ejemplo los cangrejos con sus pinzas y los grandes primates con las manos, es el desarrollo en conjunto de las manos y el cerebro que hace que formen una pareja funcional interactuante. Debido a las funciones realizadas por las manos, cualquier herida parcial o total en ellas es especialmente incapacitante, además de esto, ellas son especialmente vulnerables porque suelen estar desprotegidas. Las enfermedades articulares, las lesiones con los sistemas nerviosos central y periférico, las infecciones y las amputaciones, quemaduras, laceraciones y heridas penetrantes son incapacitantes para las manos.

#### 2.1.1 Anatomía de los dedos de la mano

Como se muestra en la Figura 2.1, los metacarpianos se articulan con la región de la muñeca mediante las articulaciones carpometacarpianas (CMC), de las cuales la primera es distinta a las restantes, estas se articulan unas con otras mediante las articulaciones intermetacarpianas. La cabeza de cada uno de los metacarpianos se articula con una falange proximal en la articulación metacarpofalángica (MCP). Las falanges adyacentes se articulan mediante las articulaciones interfalángicas. Sin embargo, como el pulgar solo tiene dos falanges, posee únicamente una articulación interfalángicas (IP) mientras que el resto de los dedos presentan tres falanges y dos articulaciones interfalángicas: distal y proximal abreviadas como DIP y PIP, respectivamente [23].



Figura 2.1 Radiografía de la mano  
Fuente: [23]

### 2.1.2 Movimientos

Tanto el pulgar como el resto de dedos poseen movimientos de flexión, extensión, aducción, y abducción, el rango de movimiento que alcanza cada una de las articulaciones de los dedos y el pulgar se presenta en la Tabla 2.1 [24].

	Articulación	Angulo Flexión(°)	Angulo Extensión(°)	Angulo Lateralidad(°)
<b>Dedos</b>	DIP	60-90	< 5	---
	PIP	90-135	---	---
	MCP	70-100	30-40	40-60
<b>Pulgar</b>	IP	75-80	5-10	---
	MCP	60-70	---	25-27
	CMC	120		45

Tabla 2.1 Rango de movimientos de las articulaciones de los dedos  
Fuente: [24].

Los dedos y el pulgar pueden emplearse individualmente según dicten las circunstancias. El pulgar se mueve y usa con independencia al emplearse funcionalmente por separado de los otros dedos. El dedo índice posee un grado considerable de libertad aunque no esté separado por completo del resto de dedos, por ejemplo, para señalar un objeto o hacer gestos. La libertad relativa del índice es importante a la hora de asir objetos.

La principal función de la mano es la prensión, definida a continuación.

### Prensión (agarre)

La forma en que se emplea la mano depende de varios factores, entre los que se destacan el tamaño, forma y peso del objeto, así como el uso que se haga de él. En términos generales, la prensión puede clasificarse como de precisión, o de fuerza. El pulgar y los dedos se combinan de distintas formas para producir este primer tipo de prensión, mientras que en el segundo tipo interviene toda la mano [22].

Prensión de precisión: El objeto suele ser pequeño y a veces frágil. Se ase entre los pulpejos de los dedos que se ciñen y adaptan a su forma (Figura 2.2 (a)). Dentro de esta clase de prensión se identifican varios tipos:

- Oposición terminal (prensión en pinza), como la realizada al coger un alfiler, es la más delicada y precisa de las prensiones.
- Oposición subterminal, como coger un bolígrafo, es la más corriente prensión de precisión.
- Oposición subterminolateral, como asir una llave.
- Aducción entre dos dedos, por lo general el índice y el corazón.

Prensión de fuerza: Es en la que se requiere bastante potencia (Figura 2.2 (b)), se identifican dos tipos:

- Prensión palmar: La más poderosa y en la que toda la mano ase el objeto, en esta los dedos se ciñen en torno a este y el pulgar actúa en contrafuerte: el volumen del objeto determina la fuerza de la prensión, que es máxima cuando el pulgar toca el dedo índice.
- Prensión en gancho: El objeto se ase con firmeza entre la palma y los dedos flexionados, mientras que el pulgar no ejerce tarea alguna (Figura 2.2 (c)); la prensión es bastante segura pero en una sola dirección: hacia los dedos; por consiguiente, es la empleada para llevar bolsas y maletas. [22] y [25] .

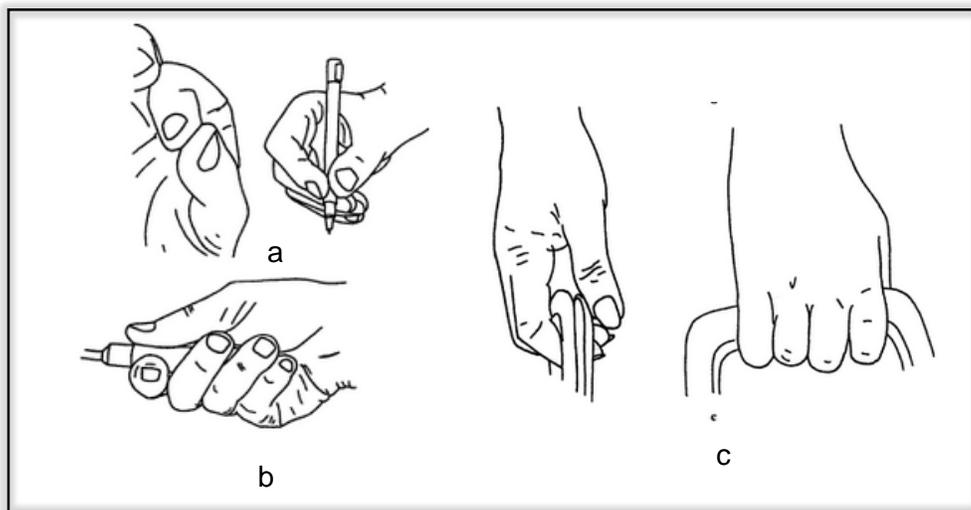


Figura 2.2 a) Prensión de precisión; b) Prensión con potencia; c) Prensión en gancho  
Fuente: [22]



## **2.2 ICTUS Y SU REHABILITACION**

### **2.2.1 Ictus**

Se denomina ictus a un trastorno brusco de la circulación cerebral, que altera la función de una determinada región del cerebro, como sinónimo se utilizan los términos accidente cerebrovascular, ataque cerebral o, menos frecuente, apoplejía.

Son trastornos que tienen en común su presentación brusca, que suelen afectar a personas mayores (aunque también pueden producirse en jóvenes) y que frecuentemente son la consecuencia final de la confluencia de una serie de circunstancias personales, ambientales, sociales, etc., a las que se les denomina factores de riesgo. Razón por la cual, aunque el ictus parezca una catástrofe imprevisible, en la mayoría de los casos no es así, los vasos sanguíneos son el blanco de estas agresiones y, tras años de sufrir un daño continuado, expresan su queja final y rotunda: el ictus [26].

El ictus, por lo tanto, puede producirse tanto por una disminución importante del flujo sanguíneo que recibe una parte del cerebro como por la hemorragia originada por la rotura de un vaso cerebral. En el primer caso se habla de ictus isquémicos; son los más frecuentes (hasta el 85% del total) y su consecuencia final es el infarto cerebral: situación irreversible que lleva a la muerte de las células cerebrales afectadas por la falta de aporte de oxígeno y nutrientes transportados por la sangre. En el segundo caso se refiere a ictus hemorrágico; los casos son menos frecuentes, pero su mortalidad es considerablemente mayor. Como contrapartida, los supervivientes de un ictus hemorrágico suelen presentar, a medio plazo, secuelas menos graves [27].

### **2.2.2 Afectación motora en la mano**

La debilidad o pérdida de movilidad en un brazo, pierna o la mitad de la cara son síntomas frecuentes en un paciente que presenta un ictus. Puede presentarse aisladamente en una sola extremidad, pero es más común que afecte a la totalidad de la mitad del cuerpo. Se denomina plejía o parálisis si el paciente es incapaz de realizar movimientos con la extremidad afectada, y paresia, si es capaz de realizar algún movimiento, aunque con menos fuerza que el lado sano. Si la enfermedad provoca debilidad en toda la mitad del cuerpo, se denomina hemiparesia.

La parálisis que presentan estos enfermos afecta a todos los movimientos voluntarios, es decir, a todos los movimientos que se realizan con el consentimiento, como: andar, mover un brazo, coger un objeto, abrir o cerrar la boca y los ojos, etc. Sin embargo, no se produce parálisis de los movimientos que se hacen sin el consentimiento, como: la contracción del corazón, la respiración o los movimientos intestinales.

En los primeros días de la enfermedad, las extremidades afectadas están muy flácidas o con muy poco tono muscular, pero días después de aparecer la parálisis se produce una contracción progresiva de los músculos, por la que los pacientes tienden a colocar el brazo, la muñeca y los dedos flexionados, y la pierna extendida, conociéndose esto como estadio de hemiplejia espástica [28].



Este estadio se caracteriza por la aparición de contracturas<sup>1</sup> en el lado paralizado debido al aumento exagerado del tono muscular, trayendo como consecuencia que sea extremadamente dolorosa tanto la flexión como extensión de los músculos [29]. Normalmente los más afectados son aquellos que tienen unas funciones más diferenciadas. La parálisis perjudica casi siempre más al miembro superior que al inferior.

Las alteraciones motoras que presentan este tipo de pacientes tienden a mejorar, aunque en ocasiones la recuperación puede no ser completa. La afectación de la pierna mejora más que la del brazo, y la del brazo más que la de la mano. Esta mejoría es mayor si el paciente es adecuadamente rehabilitado y persiste durante muchos meses, incrementándose aún más en usuarios estimulados y animados con su recuperación.

### 2.2.3 Rehabilitación

Para la mayoría de los pacientes que han sufrido un ictus y han sobrevivido a él, la rehabilitación es una de las partes más importantes de su tratamiento. Suele iniciarse en fases muy precoces, en los primeros días de estancia en el hospital, tan pronto como la situación médica del enfermo lo permita [30]. La rehabilitación se recomienda a cualquier paciente que, habiendo sufrido un ictus, tuviera una vida previa autosuficiente.

Los trabajos existentes, así como los meta análisis indican que la fisioterapia y rehabilitación es efectiva en la recuperación funcional a medio plazo, y que esta efectividad es mayor cuando el tratamiento se instaura precozmente [4] y [29], y de forma específica para el reentrenamiento en tareas concretas, consiguiendo así que la incidencia de otras complicaciones se reduzcan: hombro doloroso, úlceras de decúbito, contracturas, etc.

No existen datos para hacer una recomendación en cuanto a la duración de los programas de rehabilitación. La rehabilitación domiciliaria puede ser una alternativa válida en algunos casos.

Para evitar posibles frustraciones futuras, es importante entender que ningún programa de rehabilitación puede conseguir volver a una situación “exactamente igual” a la previa a sufrir el ictus. El objetivo fundamental de este programa es el de ayudar al paciente a adaptarse a sus déficits, no a librarse de ellos, porque en la mayoría de los casos la lesión neurológica se recupera, en todo, en parte, o nunca, dependiendo de la gravedad del ictus.

Un programa de rehabilitación adecuado contribuye a que el paciente recupere su autoestima y esto puede ser la diferencia entre una situación de autonomía y el confinamiento. De hecho, con la ayuda de estos programas, transcurrido un año desde el ictus, un tercio de los pacientes que lo superan vuelve a su trabajo anterior, la mitad no necesita ninguna ayuda para sus actividades cotidianas, el 20% necesita ayuda sólo en determinadas situaciones y otro 20% es dependiente en mayor o menor medida [26].

La mayoría de los pacientes que han sufrido un ictus necesitan rehabilitación en un determinado número de áreas. La intensidad y duración del programa variará según la gravedad de la discapacidad. Habitualmente, los programas de rehabilitación integran

---

<sup>1</sup> Contracción continua e involuntaria del musculo.



la terapia física y ocupacional y, en aquellos casos que así lo precisen, la rehabilitación del lenguaje. Estos programas pueden y deben implicar a un buen número de profesionales (médicos rehabilitadores, neurólogos, médicos de cabecera, personal de enfermería, fisioterapeutas, logopedas, trabajadores sociales, psicólogos, etc.), y por supuesto al paciente familiares y cuidadores. El éxito radicarán en un inicio precoz, un diseño adecuado que tenga en cuenta las necesidades del paciente y unas metas realistas, además de la coordinación eficaz del grupo y el compromiso activo del paciente y de las personas de su entorno [31].

Para un paciente con una pérdida significativa de la función motora puede ser apropiado un programa gradual que progrese a través de múltiples niveles de ejercicios terapéuticos.

En los programas de rehabilitación podemos encontrar los siguientes tipos de movilizaciones utilizadas generalmente en el siguiente orden:

**Movilizaciones pasivas:** El movimiento es comunicado por una fuerza exterior no habiendo actividad motora voluntaria ni a favor ni en contra del mismo.

Se practica cuando las articulaciones están libres y no existe contractura ni dolor que se oponga al movimiento; esta tiene su aplicación en los primeros momentos de la hemiplejía flácida y despierta la conciencia del movimiento así como el tono y elasticidad de diversos tejidos previniendo así adherencias y retracciones<sup>2</sup>; finalmente debe ser ejecutada en toda la amplitud articular. [32] y [33].

**Movilizaciones de coordinación y reeducación:** Se realiza cuando un paciente es incapaz de activar inclusive las combinaciones musculares simples, para producir una contracción coordinada en forma coherente.

Cuando el entrenamiento para la coordinación se realiza por primera vez, el movimiento deber ser simple y con una velocidad lo bastante lenta para que la persona pueda manejar conscientemente todos los componentes de la actividad. [32] y [33].

**Movilizaciones activas y asistidas:** Se ejecutan cuando el paciente hemipléjico no puede vencer el peso del miembro, las de este tipo brindan ayuda en el movimiento al tiempo que se solicita del paciente las correspondientes contracciones musculares. [32] y [33].

**Movilización activa:** Incluye movimientos en los cuales el paciente hace un esfuerzo para ejecutarlos. [32] y [33].

**Movilización contra gravedad o activa libre:** Es aquella que el paciente realiza sin ayuda ni resistencia venciendo tan sólo el peso de la parte movilizada. [32] y [33].

**Movilización contrafuerza o activa resistida:** Es aquella en la que a la ejecución voluntaria de movimientos se ejerce una fuerza externa que ofrece resistencia al mismo. Puede ser manual o instrumental. [32] y [33].

---

<sup>2</sup> Acortamiento específico de un músculo o cadena muscular.

### 3. EXPERIMENTACIÓN MECANISMO TERMORETRÁCTIL

En el presente capítulo se muestra el experimento realizado para obtener el valor de fuerza generado por diferentes fundas termoretráctiles, para esto, se emplean muelles de extensión que poseen diferente valor de constante de elasticidad, con lo anterior, se obtiene la funda termoretráctil que se emplea para el diseño y construcción de uno de los mecanismos a desarrollar en el presente proyecto.

Luego, con esta funda termoretráctil, se realiza un experimento con el propósito de determinar la trayectoria descrita por el dedo índice al realizar la extensión, para esto se emplea el dispositivo LEAP MOTION, lo anterior con el fin de obtener si la trayectoria generada al aplicar presión en la funda termoretráctil previamente seleccionada corresponde al movimiento innato de una persona en la extensión de sus dedos.

#### 3.1 FUNDA TERMORETRÁCTIL

La funda o tubo termoretráctil (Figura 3.1), es una película que puede tener distintas formas y tamaños, está constituido por poliolefina, PVC, neopreno, entre otros. Cuando este se somete a una fuente de calor se retrae hasta una medida aproximadamente igual a la determinada por su relación de contracción [34].

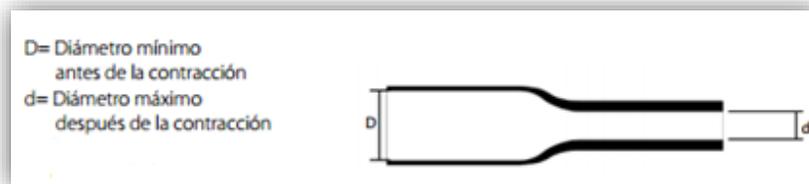


Figura 3.1 Funda termoretráctil  
Fuente: [35]

La poliolefina, es uno de los plásticos más comunes debido a su bajo precio y se produce a partir de petróleo o gas natural. Debido a su versatilidad son muy utilizados hoy día, entre sus muchas aplicaciones se encuentran: bolsas comerciales, recubrimiento para los cartones de leche, recubrimiento de cables, bolsas industriales para soportar grandes pesos, entre otros.



El PVC es un polímero obtenido de dos materias primas naturales: cloruro de sodio o sal común y petróleo o gas natural, siendo por lo tanto menos dependiente de recursos no renovables que otros plásticos [36].

El neopreno fue la primera goma sintética producida a escala industrial, este presenta resistencia al deterioro por aceites, disolventes, calor, entre otros.

Las fundas termoretráctiles se utilizan para envolver objetos asegurando su estabilidad y protección, así por ejemplo, se emplean para el aislamiento o resguardo en conexiones eléctricas y sistemas de cableado. Existe un gran número de fabricantes y comercializadores en el mercado tales como XB Components [35], RS [37], 3M [38], DIOTRONIC [39], TE Connectivity [40], HT INSTRUMENTS [41], entre otros. Tras observar catálogos se encuentra que en muchos de estos se especifican características como las mencionadas a continuación:

- Rigidez eléctrica: valor límite de la intensidad del campo eléctrico en el cual un material pierde su propiedad aislante y pasa a ser conductor.
- Diámetro, especificado en la Figura 3.1 por la letra D.
- Diámetro de contracción, especificado en la Figura 3.1 por la letra d.
- Piroretardancia: reduce la probabilidad de que el producto se incendie y ralentiza su combustión.

Se elige como proveedor RS, porque esta empresa cuenta con una buena reputación y rapidez en la entrega de pedidos, además, proporciona una guía para la correcta elección del termoretráctil [42]. Mediante esta se determina que el termoretráctil a utilizar debe ser no adhesivo, puesto que los de este tipo respecto al adhesivo tienen como características ser más económicos y no impermeables, y en este caso la impermeabilidad no es una característica relevante. La piroretardancia y la rigidez eléctrica tampoco se consideran fundamentales en el momento de elegir el tipo de termoretráctil, esto considerando la aplicación para la cual se requiere.

Finalmente, el factor relevante en el momento de elegirlo, es la relación de contracción, debido a que esta es la que permite que se adapte a los tubos que proporcionan aire. Con lo anterior se concluye que los termoretráctiles a utilizar deben tener como características ser no adhesivos y poseer un diámetro de contracción cercano a la métrica del tubo empleado para el suministro de aire.

### 3.2 MUELLES

Para el desarrollo del presente experimento se seleccionan muelles de extensión, también llamados muelles de tracción, que consisten en un hilo helicoidal abierto en sentido de las agujas del reloj o al sentido contrario. Al extender el muelle se separan las espiras generando una fuerza que se libera cuando el estímulo deja de aplicarse, con lo que el muelle recupera su longitud inicial.

En este caso, se seleccionan tres muelles, cada uno con constantes de elasticidad de diferente valor.

### 3.3 EXPERIMENTO

Como se indicó anteriormente, se requiere obtener el valor de la fuerza generada por cada una de las fundas termoretráctiles. Para esto se realiza un experimento en el que primero se sujeta a los tornillos colocados en las piezas A y B (Figura 3.2) los extremos de los muelles de extensión anteriormente mencionados, enseguida, se ubica cada una de las fundas termoretráctiles sobre las piezas anteriormente mencionadas de forma que la mitad de la funda queda sobre la intersección de estas, finalmente se varía gradualmente la presión hasta el valor máximo soportado por cada una de las fundas termoretráctiles.

Como resultado del suministro de aire, la funda termoretráctil empieza a inflarse provocando un desplazamiento en la pieza identificada con la letra E, motivo por el cual el muelle se elonga y a partir de la distancia recorrida por la pieza anteriormente mencionada y el valor de la constante de elasticidad de cada uno de los muelles es posible calcular la fuerza generada, esta se obtiene mediante la ecuación 3.1 que corresponde a la ley de Hooke:

$$F = (K)(X) \quad (3.1)$$

Donde  $F$  corresponde al valor de fuerza [N],  $X$  al desplazamiento [m] y  $K$  a la constante de elasticidad de cada uno de los muelles [N/m].



Figura 3.2 Montaje realizado  
Fuente: Propia.

Para el desarrollo del experimento se cuenta con cinco fundas termoretráctiles, elegidas con el fin de abarcar rangos de diámetro coherentes con el tamaño de la mano [43]. Estas tienen como relación de contracción 2:1, sus diámetros se presentan en la Tabla 3.1:

Número funda termoretráctil	Diámetro (cm)
1	0,4
2	0,5
3	1
4	1,2
5	1,37
6	1,9

Tabla 3.1 Fundas termoretráctiles empleadas  
Fuente: Propia.

Como se dijo anteriormente, se seleccionan tres muelles con valores de constantes de elasticidad mostrados en la Tabla 3.2.

	<b>K(N/m)</b>
Muelle 1	26
Muelle 2	128
Muelle 3	175

Tabla 3.2 Constantes muelles utilizados  
Fuente: Propia.

### 3.4 DISEÑO CAD

El diseño CAD del mecanismo para este experimento se realiza en Autodesk Inventor y se presenta en la Figura 3.3. Posteriormente cada una de las piezas que lo componen son fabricadas en la impresora 3D *MakerBot Replicator 2* [44], y finalmente se realiza el montaje con las piezas impresas.

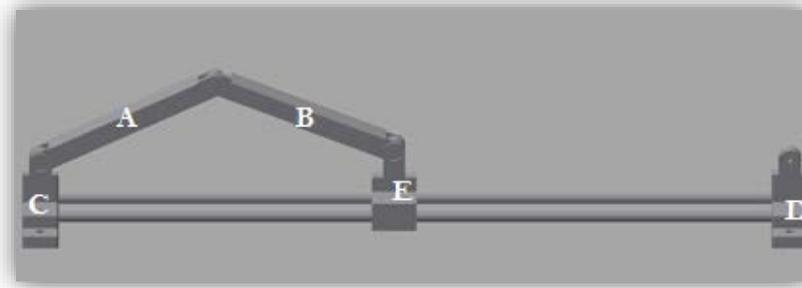


Figura 3.3 Diseño CAD  
Fuente: Propia.

En síntesis el mecanismo consta básicamente de cinco piezas, las dos primeras, identificadas con las letras A y B sobre las cuales se coloca cada una de las fundas termoretráctiles y muelles empleados, la tercera y cuarta respectivamente identificadas con las letras C y D se encuentran fijas a la base con el fin de que la totalidad del mecanismo no se deslice sobre la misma, y la quinta identificada con la letra E que se puede desplazar libremente a través de las barras que se muestran en la Figura 3.3.

#### 3.4.1 Dimensiones de las piezas

En la Tabla 3.3 se muestran las principales dimensiones de las piezas empleadas:

<b>Pieza</b>	<b>Parámetro</b>	<b>(mm)</b>
A	Largo	150
	Ancho	15,5
	Grosor	15



	Diámetro semicírculo	15
	Ancho interno inferior	11,5
	Ancho interno superior	8,5
B	Largo	150
	Ancho	15,5
	Alto	15
	Diámetro semicírculo	15
	Ancho interno inferior	11,5
C, D	Ancho interno superior	6,5
	Diámetro semicírculo	15
	Grosor semicírculo	10,5
	Distancia entre agujeros	38,5
E	Alto pieza	67,5
	Diámetro semicírculo	15
	Grosor semicírculo	10,5
	Distancia entre agujeros	38,5
	Alto pieza	57,5

Tabla 3.3 Dimensiones de las piezas  
Fuente: Propia.

Las dimensiones especificadas en la Tabla 3.3 se aprecian en las Figuras 3.4 a 3.8.

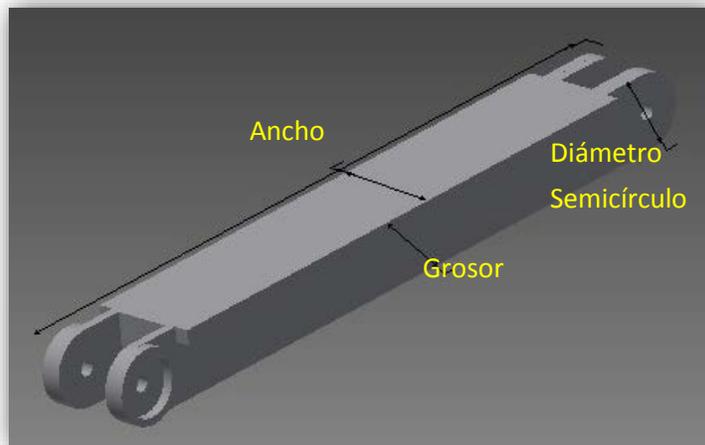


Figura 3.4 Vista frontal superior piezas A y B  
Fuente: Propia.

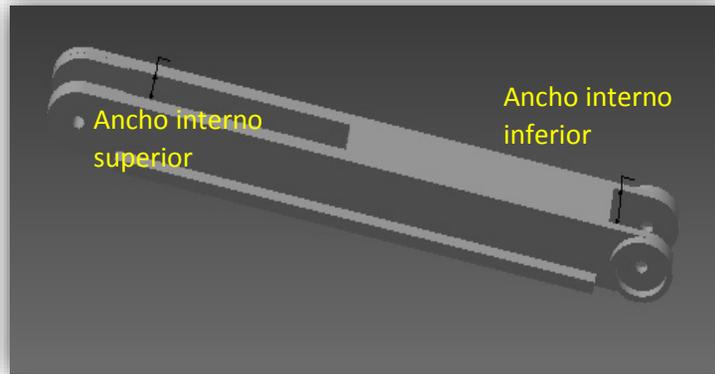


Figura 3.5 Vista frontal inferior pieza A  
Fuente: Propia.

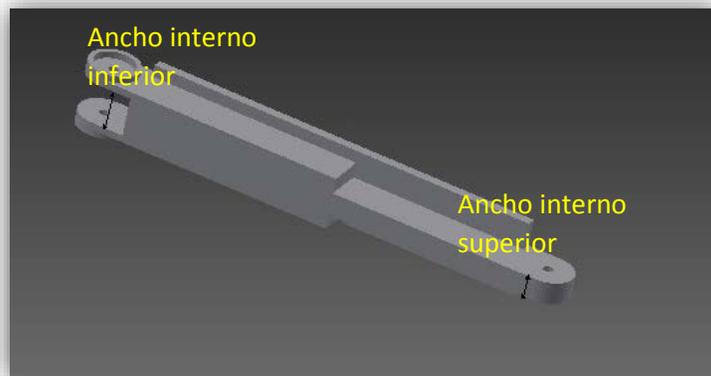


Figura 3.6 Vista frontal inferior pieza B  
Fuente: Propia.

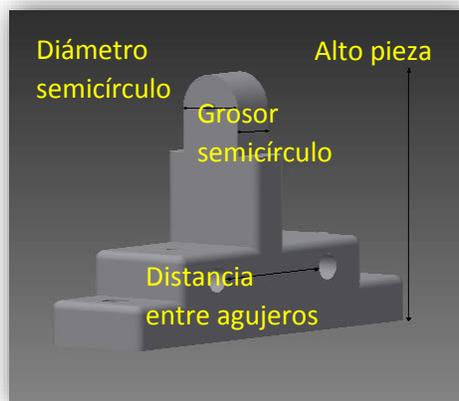


Figura 3.7 Vista frontal derecha piezas C y D  
Fuente: Propia.

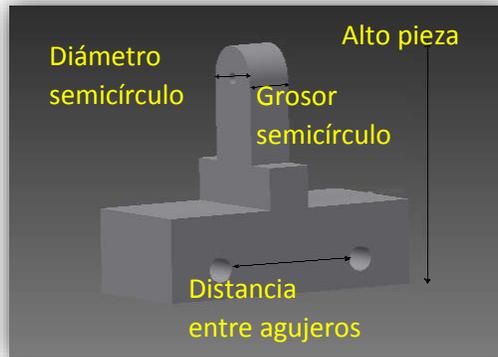


Figura 3.8 Vista frontal derecha pieza E  
Fuente: Propia.

Como se observa en la Figura 3.9, las piezas A y B se diseñan de tal forma que encajen entre sí con el fin de crear un movimiento de apertura y cierre.

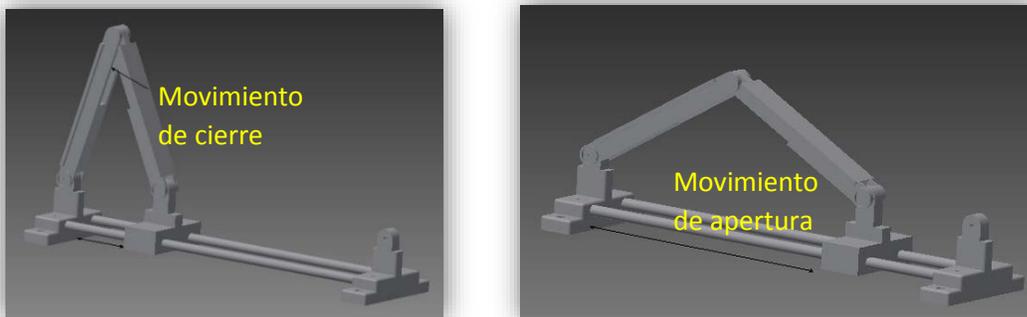


Figura 3.9 Comportamiento mecanismo  
Fuente: Propia.

### 3.5 RESULTADOS

Se obtienen los datos de fuerza empleando la ecuación 3.1, lo anterior se realiza para cada una de las seis fundas termoretráctiles con cada uno de los tres muelles de extensión empleados, esto se aprecia en la Tabla 3.4 donde se muestran sus respectivas constantes de elasticidad y los valores obtenidos:

Termoretráctil	$K= 26 \frac{N}{m}$	$K= 128 \frac{N}{m}$	$K= 175 \frac{N}{m}$
	Fuerza(N)	Fuerza(N)	Fuerza(N)
1	--	--	--
2	0,13	--	--
	0,23	--	--
	0,36	--	--
3	1,07	3,07	--
	1,12	3,46	--
	1,14	3,58	--



	1,22	--	--
4	0,88	0,61	0,70
	0,94	0,54	1,05
	0,99	0,90	1,75
	1,04	1,15	2,28
	1,09	1,66	2,63
	1,20	--	2,98
5	1,17	3,71	0,88
	1,22	4,10	1,23
	1,30	4,22	1,72
	--	4,61	2,68
6	1,30	4,22	1,23
	1,38	4,61	1,58
	1,43	4,74	2,10
	1,48	5,12	2,80

Tabla 3.4 Resultados experimentación

Fuente: Propia.

De la Tabla 3.4, se obtiene que la funda termoretráctil que genera una mayor fuerza al aplicar gradualmente la presión es la número 6, por tanto es la utilizada en pruebas posteriores. Esta funda termoretráctil tiene las características mostradas en la Tabla 3.5:

Característica	Valor
Diámetro de la vaina	19 mm
Diámetro de contracción	9,5 mm
Relación de contracción	2:1

Tabla 3.5 Características termoretráctil seleccionado

Fuente: Propia.

Una vez se obtienen los resultados de la experimentación y teniendo en cuenta que las fundas termoretráctiles pueden ser reemplazadas más adelante por músculos neumáticos que permitan alcanzar una magnitud de fuerza mayor, se decide realizar un análisis en la trayectoria del movimiento generado al emplear la funda termoretráctil como actuador.

Los resultados de desplazamiento, voltaje y presión suministrada se muestran en el anexo B.

### 3.6 TRAYECTORIA GENERADA

La trayectoria descrita por los dedos: índice, corazón, anular y meñique, es similar y se realiza en un plano sagital<sup>3</sup>, mientras que el pulgar la realiza en tres dimensiones. Se propone determinar la trayectoria seguida por el dedo índice, debido a que esta es la misma que se genera en los dedos corazón, anular y meñique.

<sup>3</sup> Plano perpendicular al suelo y en ángulo recto con los planos frontales, estos dividen al cuerpo en mitades: *izquierda* y *derecha*.



Para obtener datos acerca de la trayectoria seguida por el dedo índice se emplea el dispositivo *LEAP motion*, que proporciona la posición del dedo en cada momento y en las tres dimensiones, el dispositivo entrega esta información en unidades de milímetros [45].

El montaje utilizado consta de un soporte sobre el cual el usuario coloca su brazo extendido, de tal forma que el dedo se ubica a una altura de aproximadamente 25.5 cm respecto al LEAP, el movimiento del dedo se registra en el plano YZ debido a la forma en que se ubica este dispositivo, la orientación del mismo se muestra en la Figura 3.10.

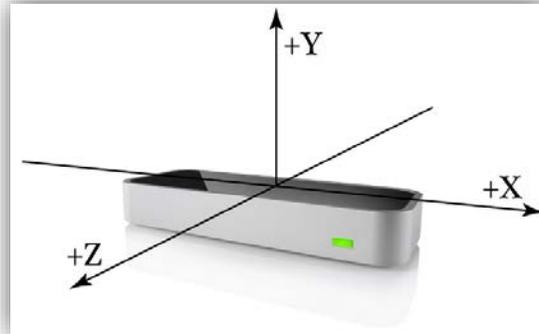


Figura 3.10 Orientación del Leap Motion  
Fuente: [46]

El experimento consiste en aplicar una presión de 3.6 bares de manera gradual, es decir, valores que se incrementan linealmente desde cero durante aproximadamente 30 segundos, entretanto, los usuarios permanecen en reposo y no oponen resistencia, esto se observa en la Figura 3.11.



Figura 3.11 Posición inicial y final  
Fuente: Propia.

Los datos obtenidos de cada uno de los usuarios se comparan con las tres trayectorias teóricas tomando como base la medida promedio de cada una de las falanges [43] (las ecuaciones para obtenerlas se muestran en el anexo C). En la Figura 3.12 se describe el movimiento simultáneo de las articulaciones del dedo índice, en donde, la trayectoria uno ( $T_1$ ) se obtiene al mover únicamente la articulación MCP; la trayectoria dos ( $T_2$ ), describe el movimiento de las articulaciones PIP y MCP juntas, y finalmente la trayectoria tres ( $T_3$ ) modela el movimiento de las articulaciones MCP, PIP y DIP simultáneamente [47]. El cálculo de cada una se realiza mediante las componentes horizontal y vertical del vector de desplazamiento.

Cabe agregar que cada una de las articulaciones se mueve en sentido contrario a las manecillas del reloj, también que el estado inicial de cada una de ellas es la flexión considerándose un ángulo promedio de  $90^\circ$ ; la posición final del dedo índice se logra tras la extensión de las respectivas articulaciones en cada uno de las trayectorias descritas anteriormente, de tal manera que la posición final representada de color naranja en la Figura 3.12 es equivalente a la posición alcanzada en la Figura 3.13.

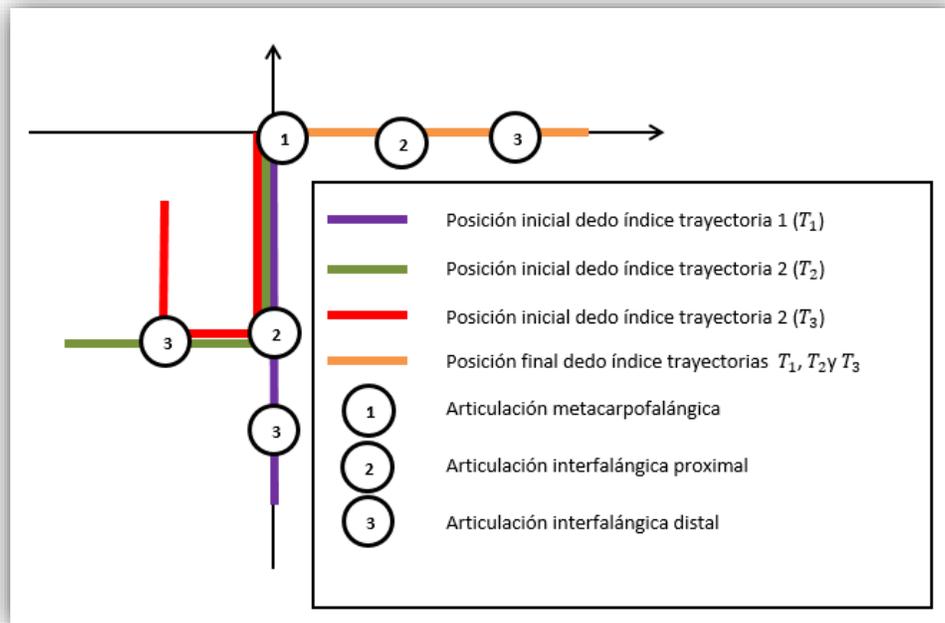


Figura 3.12 Trayectorias teóricas  
Fuente: Propia.

La trayectoria obtenida en cinco usuarios y las teóricas se muestran en la Figura 3.13, las primeras presentan una extensión menor debido a que el dispositivo no permite capturar datos durante el inicio del movimiento.

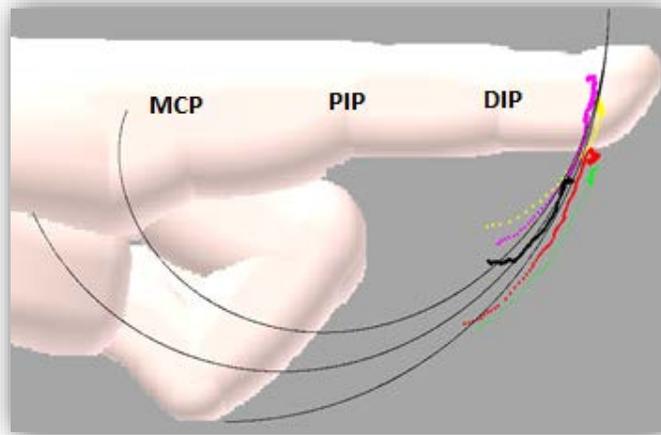


Figura 3.13 Trayectoria descrita por el dedo índice de cinco usuarios.  
Fuente: Propia.

Ahora, con el fin de comparar a qué trayectoria se asemeja más el movimiento generado por la funda termoretráctil sobre el dedo del usuario, se calcula el error cuadrático medio de las trayectorias generadas por cada uno de los usuarios con respecto a cada una de las trayectorias teóricas y posteriormente se calcula la media. Los resultados se muestran en la Tabla 3.6.

Usuario	Error trayectoria 1 (mm)	Error trayectoria 2 (mm)	Error trayectoria 3 (mm)
1	34.0844	31.1021	24.0905
2	41.0481	38.5050	30.4005
3	43.1618	41.2184	33.1276
4	29.9187	28.0853	23.1525
5	28.0047	25.6582	21.3166
Media:	35.2435	32.9138	26.4176

Tabla 3.6 Resultados error cuadrático medio usuario  
Fuente: Propia.

Respecto a lo anterior, el error registrado por cada uno de los usuarios para las respectivas trayectorias teóricas (Figura 3.14), permite obtener la correspondiente media, al comparar este valor en cada uno de los casos, se observa que en la trayectoria numero 3 (Error trayectoria 3) se presenta el menor valor de media, razón por la cual es posible afirmar que el movimiento generado en el dedo índice a través de las fundas termoretráctiles en el presente experimento corresponde a la extensión simultanea de las tres articulaciones, siendo este el movimiento innato de una persona al realizar la extensión de sus dedos.

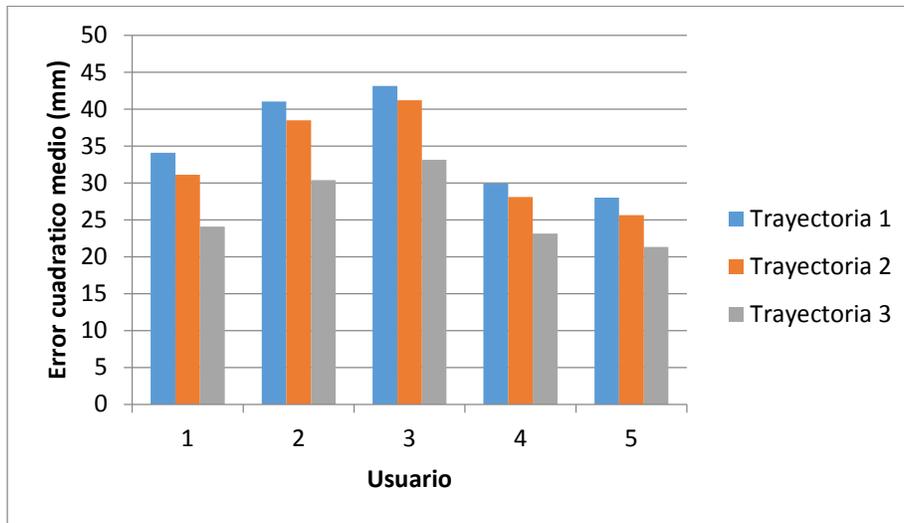


Figura 3.14 Grafica error cuadrático medio de cada usuario.

Con lo planteado en el presente capítulo se obtiene la funda termoretráctil con la cual se genera un mayor valor de fuerza, y que por tanto se utiliza para el diseño y construcción de uno de los mecanismos descritos en el presente trabajo de grado, también, se obtiene la trayectoria descrita por el dedo índice al realizar el movimiento de extensión en diferentes usuarios.



## 4. DISEÑO

En este capítulo se presenta el diseño de dos mecanismos de rehabilitación de mano, que se pretende sean utilizados en algunas de los estadios mencionados en la sección 2.2.3. El primer dispositivo se designará en adelante como mecanismo termoretráctil, este, está pensado para aquellas fases en las que se requieren movimientos activos, pasivos y de reeducación. El segundo dispositivo, designado en adelante como mecanismo exoesqueleto, está pensado para desarrollar movimientos de reeducación, activos y de asistencia en usuarios que presentan un rango mayor de movilidad.

Se debe tener en cuenta una condición obligatoria que deben cumplir ambos mecanismos, y es la de liberar la parte palmar de la mano, de no ser así, en el caso de la extensión de los dedos se estaría realizando un estímulo contrario. Esta condición es especificada por parte del Departamento de Fisioterapia de la Universidad Miguel Hernández de Elche-España.

Cada uno de los mecanismos se expone a continuación.

### 4.1 MECANISMO TERMORETRACTIL

La fase de rehabilitación en la que se pretende utilizar este mecanismo requiere realizar un estiramiento lento, suave y progresivo, para conseguir un efecto inhibitorio de la espasticidad presente en pacientes que han sufrido un ACV [33].

Teniendo en cuenta lo anterior, el dispositivo debe estar constituido por piezas que permitan al usuario colocarlo sin necesidad de realizar la extensión de sus dedos; de no ser así el mecanismo pierde parte de su utilidad, porque es el fisioterapeuta quien debe preparar previamente al paciente, lo que implica un incremento en el tiempo invertido para el inicio de cada una de las sesiones haciendo de las terapias un proceso más tedioso.

Las piezas del mecanismo deben estar ubicadas en la parte dorsal de la mano, debido a que estímulos palmares están asociados al cierre, y los dorsales a la extensión, esto es recomendado para favorecer una correcta neurorehabilitación.

Así, el mecanismo propuesto tiene las siguientes características:

Está constituido básicamente por cinco músculos neumáticos, cada uno consta de un interior flexible y una carcasa semirrígida que permite modular el movimiento producido por el incremento de la presión anterior. En este primer prototipo las carcasas se construyen utilizando termoretráctil para cables electrónicos. También se modifica su superficie en los

puntos correspondientes a las articulaciones, contrayéndolo al emplear calor, con esto se construye un mecanismo con cinco grados de libertad activos, uno por cada dedo.

En este primer prototipo se observa que al utilizar termoretráctil, estos ocupan toda la cara dorsal de los dedos, de esta forma el espacio con el que se cuenta para realizar el diseño de piezas mecánicas se reduce al establecido en el antebrazo.

Además, utilizar piezas mecánicas en los dedos no solo implica la presencia de mayor volumen en la parte lateral de los mismos sino que también genera un desplazamiento de abducción que hace que se incomode al paciente, quien presenta una flexión significativa en los dedos o inclusive pueden estar en garra [29].

En consecuencia, se descarta el diseño de piezas mecánicas en los dedos y se plantea que cada uno de los termoretráctiles debe ser ajustado al dedo del paciente mediante venda cohesiva *peha half*, puesto que este material puede ser colocado de forma sencilla y cómoda. El termoretráctil se ajusta al dedo, en la falange distal, proximal y también en el dorso de la mano, ya que estos son los puntos recomendados por el personal de fisioterapia que asesora el diseño del mecanismo.

Como complemento para el uso del mecanismo, se propone la creación de una interfaz que permita regular el nivel de asistencia, el número de repeticiones y el tiempo en el cual se realiza la extensión de los dedos, debido a que estos son los principales parámetros a tener en cuenta en la realización de estos movimientos. Esta interfaz de usuario implementa la animación de objetos realizados en Blender con el fin de hacer un poco más amena la experiencia. La animación de estos se relaciona con el desplazamiento de cada uno de los dedos, este desplazamiento se mide con base en el cambio de posición que presenta una marca, esta se coloca en cada uno de los tubos encargados de suministrar aire a las fundas termoretráctiles.

#### 4.1.1 Descripción del mecanismo propuesto

Con el fin de cumplir las características anteriormente mencionadas y teniendo en cuenta la medida promedio del contorno de la muñeca [48] y [49], y el antebrazo [50] de los individuos, se plantea el mecanismo mostrado en la Figura 4.1.

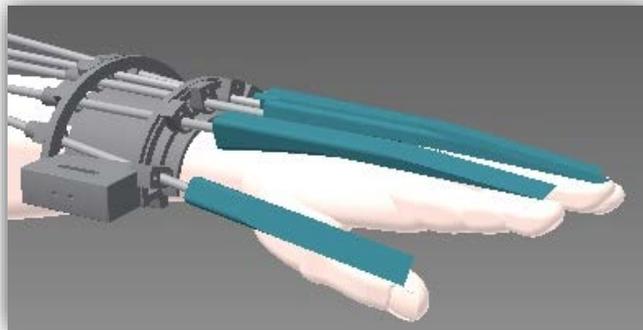


Figura 4.1 Diseño CAD mecanismo termoretráctil  
Fuente: Propia.



Este mecanismo consta de seis módulos, uno compuesto por el conjunto de piezas diseñadas, y los cinco restantes conformados por un interior flexible y una carcasa semirrígida, esta última permite modular el movimiento producido por el incremento de la presión anterior, la Figura 4.2 muestra como está constituido cada uno de estos cinco módulos, donde el interior inflable corresponde a un globo y la carcasa semirrígida a la funda termoretráctil previamente seleccionada.

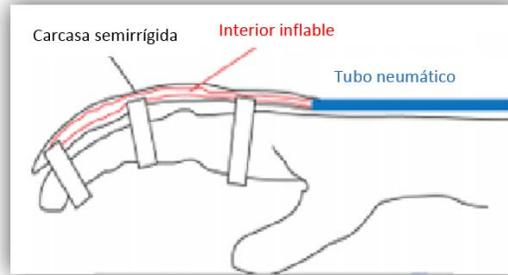


Figura 4.2 Estructura modulo dedos  
Fuente: Propia.

El modulo constituido por las piezas mecánicas está conformado por la principal observada en la Figura 4.3, que es ubicada fácilmente sobre el antebrazo del usuario y alberga las secundarias, cuya ubicación puede variar dentro de la pieza principal. Con esto se tiene un sencillo mecanismo que permite manipular la orientación de cada uno de los termoretráctiles, dando así libertad para la separación de cada uno de los dedos.

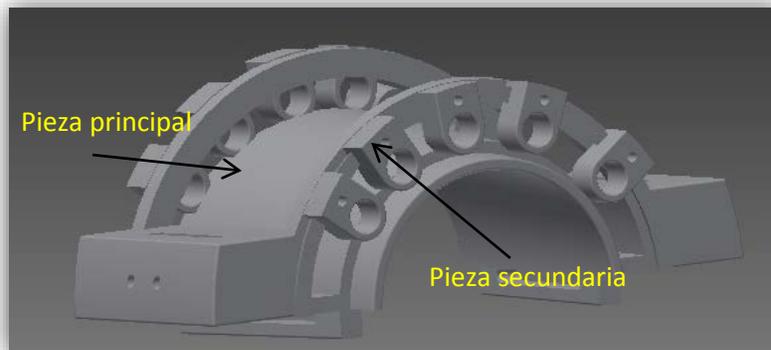


Figura 4.3 Pieza principal y piezas secundarias  
Fuente: Propia.

Las piezas secundarias también se diseñan con el fin de que los tubos empleados que tienen un diámetro de 6 mm puedan desplazarse libremente a través de ellas, por lo cual estas se diseñan con un espacio disponible mostrado en la Figura 4.4; lo anterior debido a que como ya se dijo anteriormente, se plantea relacionar la animación de objetos en Blender con el movimiento realizado por cada uno de los dedos. Estos están relacionados directamente con el desplazamiento presentado por cada uno de los tubos encargados de suministrar presión a las fundas termoretráctiles.



Figura 4.4 Espacio disponible en diseño mecánico  
Fuente: Propia.

Finalmente, cuando los dedos se encuentran flexionados y se inyecta aire a cada uno de los tubos, se genera un desplazamiento hacia adelante en el módulo correspondiente a cada uno de los dedos, por este motivo es necesario diseñar una pieza adicional, en adelante mencionada como pieza barrera que se incrusta de manera estática en cada uno de los tubos utilizados para el suministro de presión, esto con el fin de brindar una especie de limitante que impida este desplazamiento inicial no deseado, los anteriores aspectos se muestran en la Figura 4.5.

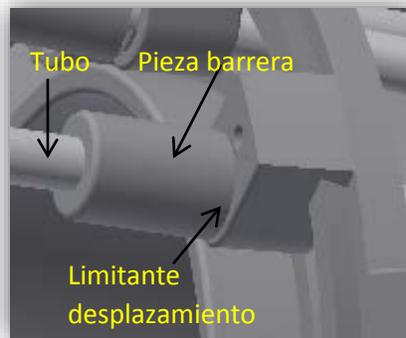


Figura 4.5 Limitante desplazamiento  
Fuente: Propia.

#### 4.1.2 Diseño CAD

En la Tabla 4.1 se muestran las principales dimensiones de las piezas, que aparecen de la Figura 4.6 a la Figura 4.10.

Pieza	Parámetro	(mm)
Pieza secundaria	Diámetro exterior	12
	Diámetro interior	8
	Alto	17
	Base mayor trapecio	4,1



	Base menor trapecio	2,1
Pieza principal	Diámetro semicírculo 1	66
	Diámetro semicírculo 2	78
	Base mayor trapecio pestaña	4
	Base menor trapecio pestaña	2
	Espacio piezas secundarias	18
Pieza barrera	Diámetro interior	6
	Diámetro exterior	10,8

Tabla 4.1 Dimensiones piezas diseño CAD  
Fuente: Propia.

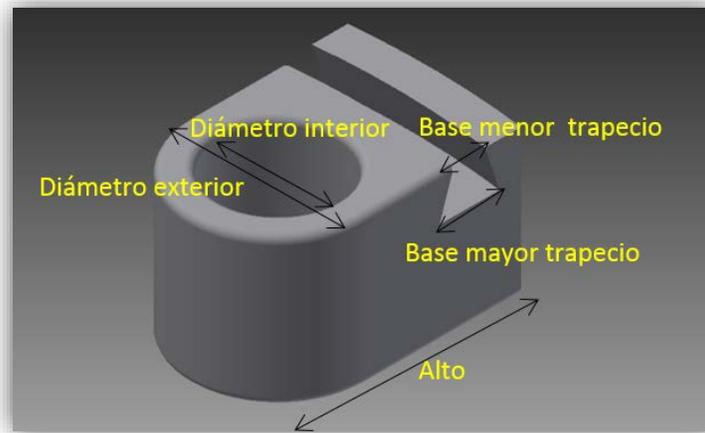


Figura 4.6 Vista frontal derecha pieza secundaria  
Fuente: Propia.



Figura 4.7 Vista frontal pieza principal  
Fuente: Propia.



Figura 4.8 Trapecio pestaña pieza principal  
Fuente: Propia.



Figura 4.9 Vista frontal pieza principal  
Fuente: Propia.

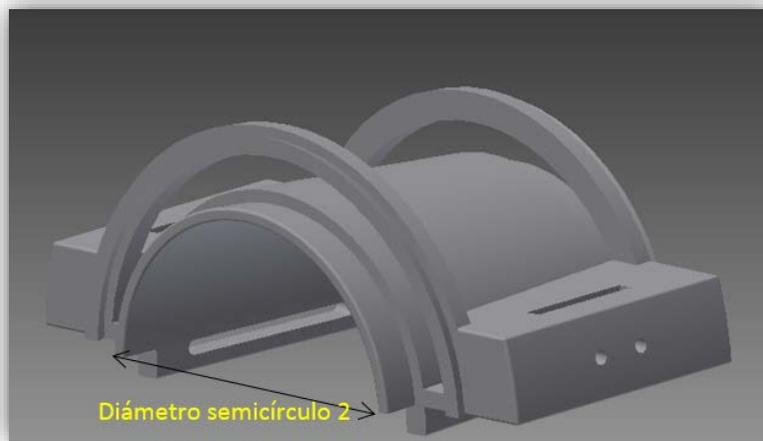


Figura 4.10 Vista trasera pieza principal  
Fuente: Propia.



La pieza principal se ubica en el antebrazo del usuario y está constituida por dos guías semicirculares, una de diámetro superior a la otra. La de menor diámetro debe ser ubicada paralela a la muñeca y la otra se ubica más próxima al codo, esto con el fin de que la pieza se acople a la superficie del antebrazo.

Como se mencionó anteriormente, cada una de las guías circulares alberga cinco piezas secundarias, el movimiento de estas sobre la principal se realiza por medio de una pestaña que sobresale de cada una de las guías semicirculares. Esta pestaña tiene la forma de trapecio isósceles y está ubicada de tal forma que la base mayor (lado paralelo de mayor longitud) permita asegurar las piezas secundarias, impidiendo que estas se desprendan de la principal.

Por su parte las piezas secundarias tienen una perforación con la forma trapecial antes mencionada, logrando así que encajen en la principal. Estas también contienen un orificio circular de diámetro superior al de los tubos encargados de suministrar presión, lo anterior con el fin de lograr la menor fricción posible entre el mecanismo diseñado y cada uno de los tubos, debido a que son estos los que se desplazan por el movimiento generado en cada uno de los dedos.

Finalmente el mecanismo se ata al brazo del usuario mediante cintas de sujeción, esto se realiza a través de un orificio presente en la pieza principal que posee las dimensiones adecuadas.

### 4.2 MECANISMO EXOESQUELETO

El mecanismo exoesqueleto debe hacer posible la rehabilitación total o parcial de personas que tienen afectada la función motora de la mano, además es posible que sirva para la asistencia en la ejecución de tareas cotidianas que exijan el uso de la misma.

El principal requerimiento del mecanismo es que permita al usuario realizar acciones de sujeción, transporte y liberación de elementos, mediante un conjunto de eslabones y un actuador por dedo, los cuales van a ejecutar el movimiento en cada uno de ellos.

Se concierta un solo actuador debido a que más de uno por dedo conduce a problemas en su ubicación, teniendo en cuenta que no habría suficiente espacio en la mano. Cabe agregar que el conjunto de eslabones será similar en su arquitectura y sus dimensiones dependerán del dedo en cuestión.

El mecanismo de cada dedo cuenta con las siguientes características:

- Un grado de libertad activo en la articulación MCP logrado por el actuador.
- Un grado de libertad pasivo en la articulación PIP, esto significa que el movimiento se logra transmitiéndolo desde la articulación MCP.
- Un grado de libertad pasivo en la articulación MCP que permite movimientos de lateralidad, esto se hace con el objetivo de darle más libertad y comodidad al usuario, consiguiendo que el dispositivo se adapte mejor a la mano.

Se opta por efectuar solamente el movimiento en las articulaciones MCP y PIP de cada dedo, considerando que es suficiente para que el usuario logre sujetar y transportar elementos.

En resumen, el mecanismo exoesqueleto cuenta con cinco conjuntos de eslabones y cinco actuadores, uno para cada dedo, diez grados de libertad pasivos y cinco grados de libertad activos.

#### 4.2.1 Tecnología

Hasta el momento se ha mencionado que el movimiento se efectúa en las articulaciones MCP y PIP, a continuación se expone la manera en la que esto se obtiene.

Como se mencionó en el capítulo 1, existen muchas maneras de realizar la flexión y extensión de los dedos con la ayuda de un dispositivo exoesqueleto, existiendo alternativas como la de usar un mecanismo de Centro Virtual de Movimiento (CVM).

Un mecanismo CVM es un mecanismo planar en el que uno de sus enlaces puede rotar alrededor de un punto fijo distal en el plano, sin existir una articulación de revolución en el punto fijo que los una [51].

Este tipo de mecanismo se selecciona para el dispositivo en cuestión debido a las ventajas que presenta, de las cuales se destaca la de no estar en contacto directo con las articulaciones MCP y PIP del usuario (desempeñando estas el papel de punto fijo). Si lo estuviera, sería imprescindible que el centro de rotación del mecanismo construido coincidiera con estas, porque de lo contrario podría perjudicarlo seriamente.

Como se observa en Figura 4.11, en el mecanismo propuesto, los centros virtuales de movimiento se ubican en las articulaciones MCP y PIP; en esta última es la falange media quien rota alrededor del centro virtual establecido; en la articulación MCP es la falange proximal quien rota alrededor del centro virtual, esta rotación se consigue en el plano sagital.

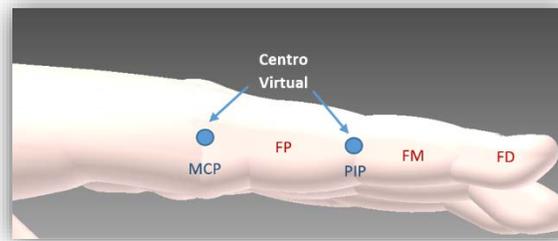


Figura 4.11 Centros virtuales de rotación  
Fuente: Propia.

También es necesario que ambas articulaciones roten simultáneamente, porque así es el movimiento innato de una persona en la realización de tareas cotidianas que requieran la funcionalidad de prensión de la mano, por lo cual los dedos describen la trayectoria teórica número dos (2) de la sección 3.6.

#### 4.2.2 Arquitectura del mecanismo

El dispositivo exoesqueleto se compone de los módulos para cada uno de los dedos, donde cada módulo es el conjunto de eslabones que permiten lograr el movimiento deseado. Estos tienen la misma arquitectura, presentada en la Figura 4.12, y la representación geométrica de cada uno se hace con el mismo procedimiento, descrito a continuación.

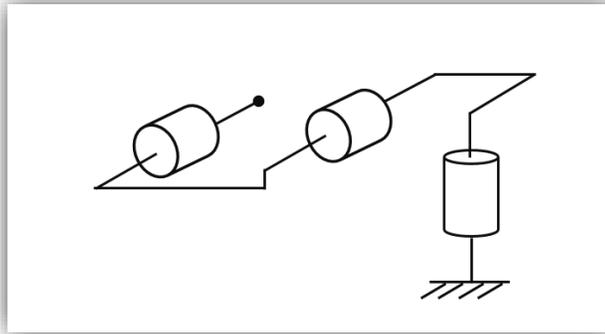


Figura 4.12 Arquitectura del mecanismo  
Fuente: Propia.

El método utilizado para representar geoméricamente el módulo es el de Denavit-Hartenberg (D-H), este consiste en emplear una serie de reglas para posteriormente determinar el modelo geométrico directo de cada uno de los eslabones del robot.

Para representar cada módulo, lo primero que se debe hacer es asignar un marco de referencia local para cada articulación. Por consiguiente, para cada una de estas se ubican los ejes  $x$  y  $z$ . Normalmente no se asigna el eje  $y$ , dado que se conoce que este es mutuamente perpendicular a los ejes mencionados, además, la representación D-H no utiliza en lo absoluto el eje  $y$  [52].

Se deben tener en cuenta las siguientes consideraciones para asignar el marco de referencia local:

- El eje  $z_j$  corresponde a la articulación  $j$ : si la articulación es rotacional, el eje  $z$  está en la dirección de rotación siguiendo la regla de la mano derecha, si la articulación es prismática, el eje  $z$  está a lo largo de la dirección del movimiento lineal.
- El eje  $x_j$  corresponde a la normal común entre los ejes  $z_{j-1}$  y  $z_j$ , por lo que el eje  $x_j$  formará un ángulo de  $90^\circ$  tanto con el eje  $z_{j-1}$  como con el eje  $z_j$ .

Por lo tanto, los marcos de referencia local del módulo se exponen en la Figura 4.13:

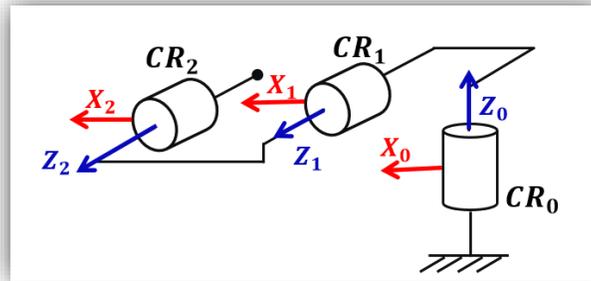


Figura 4.13 Marcos de referencia  
Fuente: Propia.

El paso siguiente para aplicar el método D-H es establecer los parámetros, en donde:

$\theta_j$  =Angulo desde el eje  $x_{j-1}$  hasta el eje  $x_j$  girando alrededor de  $z_{j-1}$ , con la ayuda de la regla de la mano derecha.

$d_j$  = Distancia entre el eje  $x_{j-1}$  hasta el eje  $x_j$  sobre el eje  $z_j$ .

$a_j$  = Distancia entre el origen  $j$  y  $j - 1$  sobre el eje  $x_j$ , hasta la intersección de este con el eje  $z_{j-1}$ .

$\alpha_j$  =Angulo desde  $z_j$  hasta  $z_{j-1}$  girando alrededor de  $j$ .

Estos parámetros permiten pasar de un marco de referencia local al siguiente, y deben ser deducidos en el orden presentado.

Para calcular los parámetros D-H en el mecanismo expuesto, se debe crear una articulación virtual (CV), porque para pasar del marco de referencia local 1 al 2 es necesario un desplazamiento en el eje  $y$ , como se mencionó anteriormente, el modelo de D-H no permite movimientos en este eje.

Por lo cual, los marcos de referencia adicionales y los anteriormente creados se muestran en la Figura 4.14:

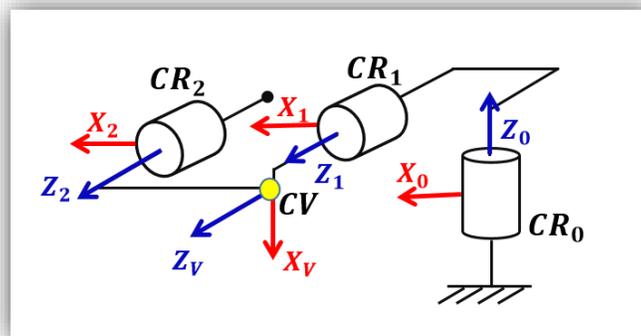


Figura 4.14 Marco de referencia Articulación Virtual  
Fuente: Propia.

En las Tablas 4.2 a 4.6, se muestran los parámetros de D-H para cada uno de los dedos, donde  $d_j$  y  $a_j$  se obtienen utilizando *AutoDesk Inventor*, que es el software en el cual se hace el diseño CAD del mecanismo, con este se conoce la posición de los centros virtuales, y con la ayuda herramienta de medición que posee, es posible conocer el valor de los parámetros mencionados anteriormente (Figura 4.15).

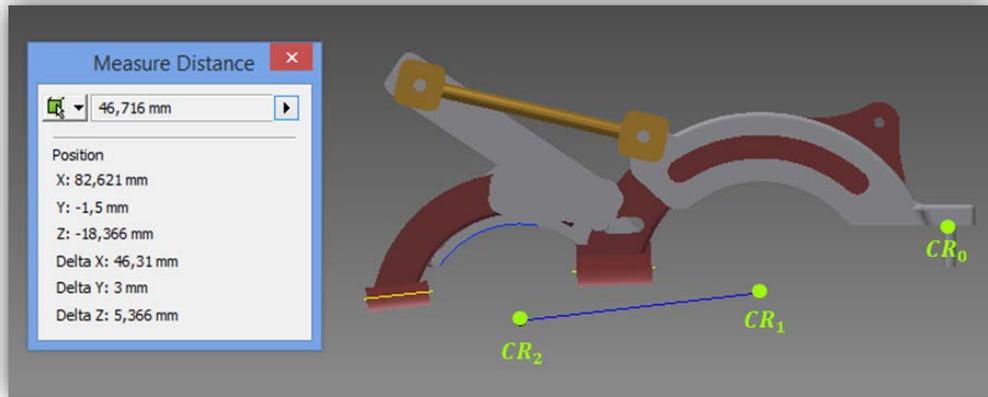


Figura 4.15 Medición parámetros  $d_j$  y  $a_j$   
Fuente: Propia.

	$j$	$\theta_j(^{\circ})$	$d_j(m)$	$a_j(m)$	$\alpha_j(^{\circ})$
Articulación 1	1	0	0	0	0
Articulación 2	2	0	-0.13	0.036311	-90
Articulación Virtual	CV	-90	0	-0.004634	0
Articulación 3	3	90	0	0.043059	0

Tabla 4.2 Parámetros D-H dedo índice  
Fuente: Propia.

	$j$	$\theta_j(^{\circ})$	$d_j(m)$	$a_j(m)$	$\alpha_j(^{\circ})$
Articulación 1	1	0	0	0	0
Articulación 2	2	0	-0.13	-0.036311	-90
Articulación Virtual	CV	-90	0	-0.005636	0
Articulación 3	3	90	0	0.0463.1	0

Tabla 4.3 Parámetros D-H dedo corazón  
Fuente: Propia.

	$j$	$\theta_j(^{\circ})$	$d_j(m)$	$a_j(m)$	$\alpha_j(^{\circ})$
Articulación 1	1	0	0	0	0
Articulación 2	2	0	-0.13	0.032958	-90
Articulación Virtual	CV	-90	0	-0.004749	0
Articulación 3	3	90	0	0.039965	0

Tabla 4.4 Parámetros D-H dedo anular  
Fuente: Propia.

	$j$	$\theta_j(^{\circ})$	$d_j(m)$	$a_j(m)$	$\alpha_j(^{\circ})$
Articulación 1	1	0	0	0	0
Articulación 2	2	0	-0.13	0.0319	-90
Articulación Virtual	CV	-90	0	-0.001664	0
Articulación 3	3	90	0	0.036416	0

Tabla 4.5 Parámetros D-H dedo meñique  
Fuente: Propia.

	$j$	$\theta_j(^{\circ})$	$d_j(m)$	$a_j(m)$	$\alpha_j(^{\circ})$
Articulación 1	1	0	0	0	0
Articulación 2	2	0	-0.13	-0.36311	-90
Articulación Virtual	CV	-90	0	-0.004749	0
Articulación 3	3	90	0	0.039965	0

Tabla 4.6 Parámetros D-H Pulgar  
Fuente: Propia.

### 4.2.3 DISEÑO CAD

En la Figura 4.16 se observa el diseño 3D del mecanismo, los actuadores, y la mano del usuario. El mecanismo está formado por una base que se coloca sobre la parte dorsal o posterior de la mano y se sujeta a ella por medio de cintas de sujeción, dejando la zona palmar libre, siendo la base lo suficientemente amplia para poder albergar el sistema de todos los dedos y de sus actuadores, sin existir ningún tipo de colisión entre estos.

Sobre la base del dispositivo se localiza el módulo de cada uno de los dedos y su actuador lineal correspondiente. Estos están conectados entre ellos mediante una unión elástica que permite el movimiento de apertura y cierre de cada uno de los dedos. El modulo se fija a la falange proximal y media a través de cintas de sujeción y piezas semicilíndricas.

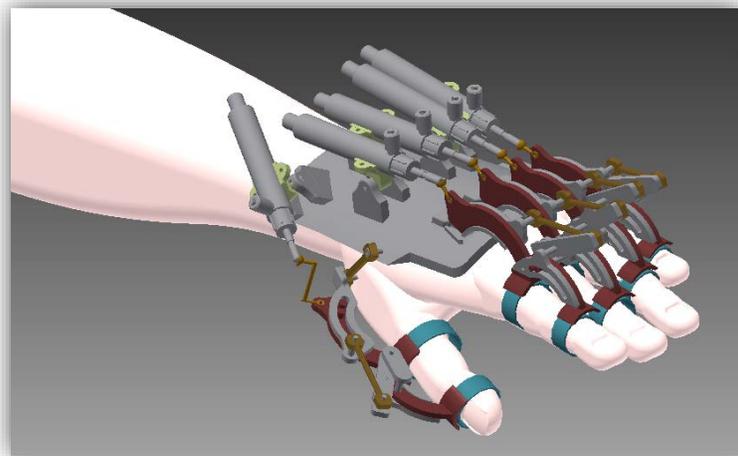


Figura 4.16 Diseño CAD mecanismo exoesqueleto  
Fuente: Propia.



Como se aprecia en la Figura 4.16 el movimiento en la articulación MCP la efectúa el actuador, y con la ayuda de un conjunto de tres barras se trasmite el movimiento de este a la PIP.

Al igual que como ocurre con otros dispositivos de rehabilitación, es necesario que el usuario permita la apertura de su mano, debido a que al colocarlos se requiere que esta se encuentre inicialmente en esa posición, razón por la cual el mecanismo exoesqueleto está pensado para el uso en pacientes en etapas más avanzadas de recuperación.

#### 4.2.3.1 Módulos dedos

Como se mencionó anteriormente, el mecanismo es CVR por lo que el movimiento se efectúa en las articulaciones MCP y PIP, y la sujeción del dispositivo debe realizarse en la falange proximal y media, por consiguiente, el diseño del módulo de cada dedo está constituido por dos guías circulares, una por cada articulación: la primera corresponde a la MCP y la segunda a la PIP.

Cada guía posee un parte fija (ranura) y una parte móvil (*slider*), en donde la parte móvil se desliza sobre la fija.

La parte móvil de la primera guía circular está unida a la parte fija de la segunda, el punto de conexión entre estas se encuentra sujeto a la falange proximal mediante la unión semicilíndrica (conector dedo); la parte móvil de la segunda guía circular se encuentra sujeta a la falange media utilizando también una unión semicilíndrica, lo anterior se aprecia en las Figuras 4.17 y 4.18.

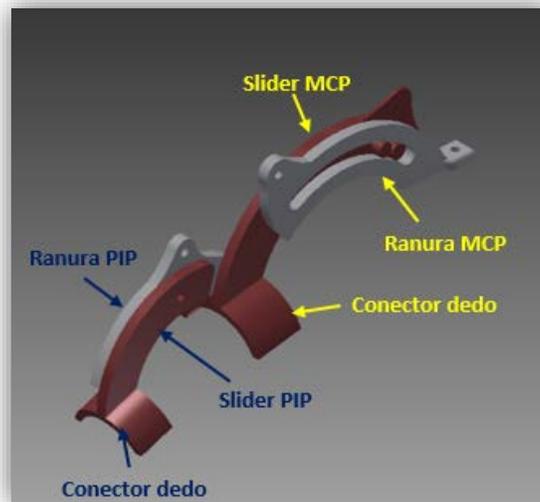


Figura 4.17 Guías circulares  
Fuente: Propia.

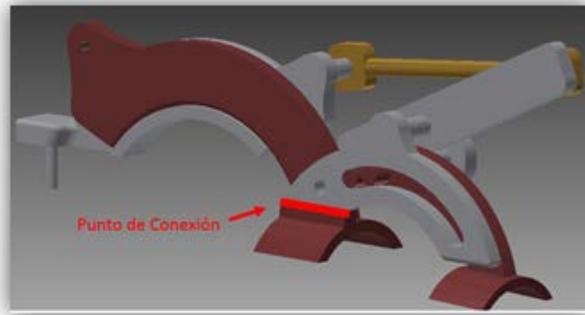


Figura 4.18 Punto de conexión  
Fuente: Propia.

Como se observa en la Figura 4.19, la ranura posee una pestaña en la cual se soporta el *slider*, esto con el fin de que el deslizamiento entre las piezas sea más estable.

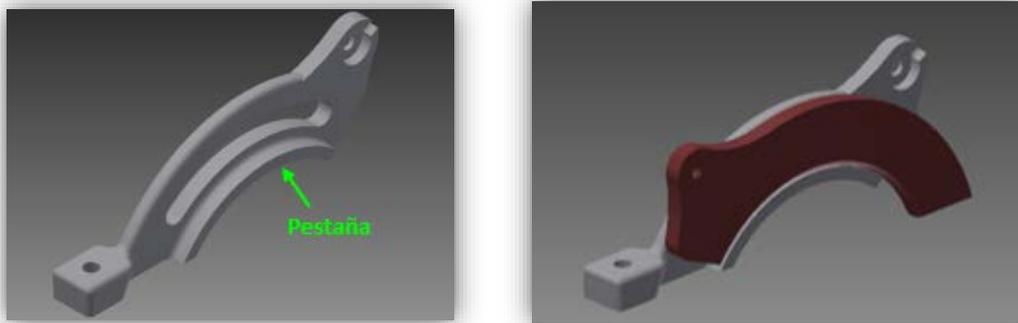


Figura 4.19 Pestaña en guía circular  
Fuente: Propia.

Es imprescindible transmitir el movimiento de la primera guía a la segunda, esto se logra mediante un mecanismo de tres barras articuladas, sujetas de la siguiente forma:

La barra número tres se sujeta por un extremo a la parte móvil de la segunda guía circular y por el otro a la barra número dos, esta última tiene tres puntos de conexión, en un extremo con la barra número tres, por el otro a la barra número uno y en el punto intermedio se sujeta a la parte fija de la segunda guía circular.

En la Figura 4.20 se observa el comportamiento que presentan en conjunto las barras dos y tres con la segunda guía circular, y se aprecia cómo se logra el movimiento.

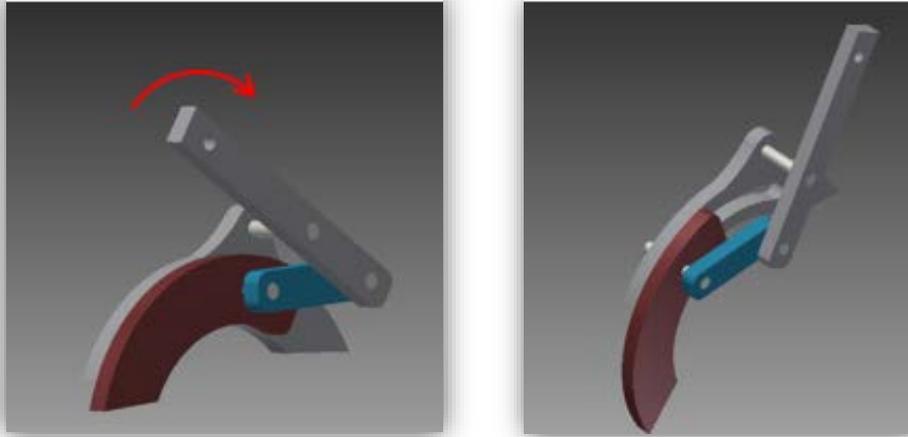


Figura 4.20 Comportamiento barra dos y tres  
Fuente: Propia.

La barra número uno se encuentra sujeta por un extremo con la barra número dos, y por el otro extremo a la parte fija de la primera guía circular.

Como se muestran en las Figuras 4.21 y 4.22, con el sistema de las tres barras, se logra que al desplazar la parte móvil de la primera guía circular se tramita simultáneamente el movimiento a la segunda, consiguiendo por lo tanto controlar la apertura y cierre de cada dedo, razón por la cual es necesario conocer la posición de las tres barras en todo momento, proceso que se explica en la sección 4.2.3.4.



Figura 4.21 Modulo en extensión  
Fuente: Propia.



Figura 4.22 Modulo en flexión  
Fuente: Propia.

Por lo que se refiere a la sujeción de cada módulo a la base del dispositivo, esta no es fija, si no que se logra a través de una pequeña base giratoria con topes a los lados (Figura 4.23), para permitir y al mismo tiempo limitar el movimiento propio de la separación de los dedos.

Una ventaja de no tener fija la unión de cada módulo a la base es que no se requiere que el actuador esté alineado con los mismos. Esta característica permite que los actuadores de cada módulo se ubiquen paralelos entre sí, a excepción del que corresponde al pulgar, sin afectar el correcto movimiento de la mano y dándole mayor libertad a la posición de los dedos.



Figura 4.23 Modulo en movimientos de lateralidad  
Fuente: Propia.



En contraste con esto, en la mayoría de los dispositivos exoesqueletos que se encuentran en el mercado [9], los actuadores deben estar organizados de tal manera que coincidan con la posición del dedo al que pertenecen, existiendo una pequeña inclinación de unos a otros y restringiendo la posición los dedos, como se observa en la Figura 4.24.

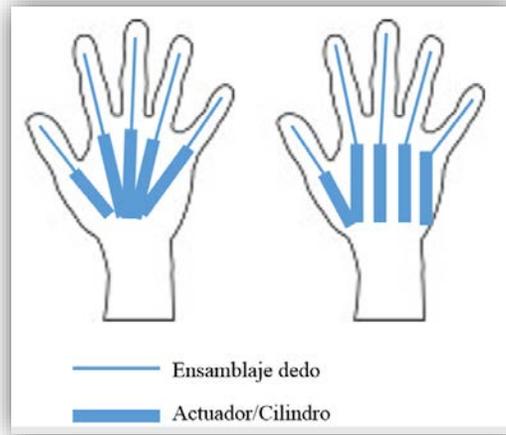


Figura 4.24 Posición habitual de actuadores en exoesqueletos (*izquierda*) y en el mecanismo desarrollado (*derecha*)  
Fuente: Propia.

Además, el mecanismo exoesqueleto cuenta con la característica de que este permite ser configurado, localizando sobre la base tantos módulos con su respectivo actuador lineal como dedos de la mano se quieran rehabilitar y/o asistir.

Como resultado del movimiento de las guías circulares, el actuador lineal que se encuentra sujeto a ellas a través de una unión elástica descrita más adelante presenta una inclinación con el movimiento, de manera que es necesario que el sistema de soporte y fijación de este con la base del mecanismo posea una articulación rotacional, cuyo eje sea perpendicular al eje por el cual se describe el movimiento lineal del actuador, para lo cual se desarrollaron las piezas presentadas en la figura 4.25 y 4.26.

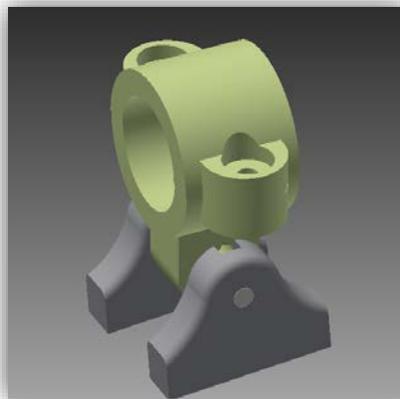


Figura 4.25 Base y soporte del actuador  
Fuente: Propia.

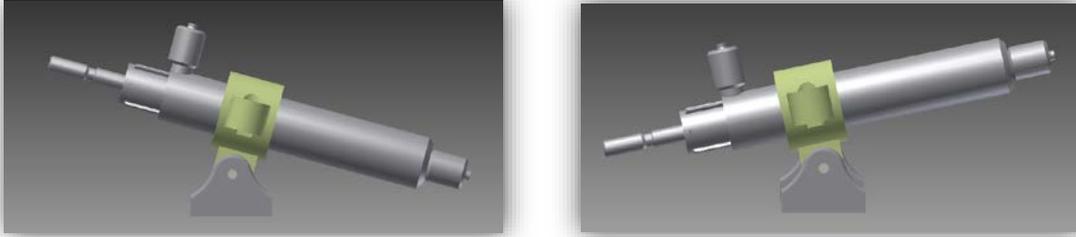


Figura 4.26 Inclinación del actuador  
Fuente: Propia.

Este grado de libertad del actuador lineal hace que el dispositivo sea más ergonómico.

#### 4.2.3.2 Unión elástica

La unión elástica que sujeta el módulo de cada dedo con su actuador lineal se realiza mediante un muelle de extensión, por lo cual es indispensable acoplar el muelle al vástago del cilindro y a la guía circular.

Se diseña una pieza que contiene al muelle y que posee un orificio para la inserción del vástago del cilindro (Figura 4.27)



Figura 4.27 Tapa cilindro  
Fuente: Propia.

Adicionalmente se diseña una pieza que conecta el modulo correspondiente al pulgar con la base del dispositivo exoesqueleto: una barra fija que permite una mejor ubicación de este componente.

Así se completan todas las piezas del mecanismo (Figura 4.28) y se procede a su simulación,

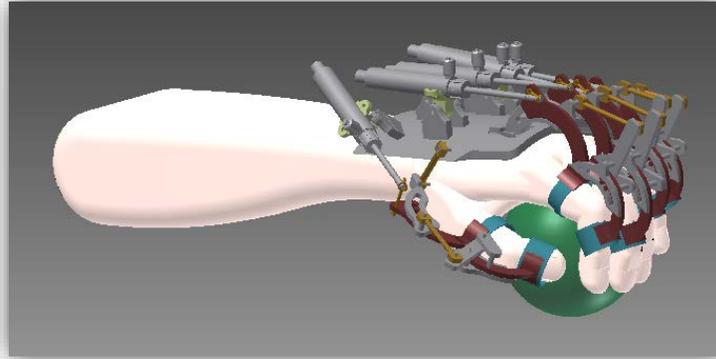


Figura 4.28 Diseño CAD mecanismo exoesqueleto sujetando bola  
Fuente: Propia.

Se alcanzan aproximadamente  $58^\circ$  en el rango de movimiento para la articulación MCP y aproximadamente  $60^\circ$  en la articulación PIP, concibiendo que estos rangos son suficientes para poder sujetar y transportar algunos elementos, estas medidas se conocen con la ayuda de la herramienta de medición de *AutoDesk Inventor*, software en el cual se realiza el diseño CAD del mecanismo.

#### 4.2.3.3 Dimensiones de las piezas

Cada módulo del mecanismo exoesqueleto se diseña para el dedo correspondiente, por lo que las dimensiones de las piezas varían entre sí. De Tabla 4.7 a la Tabla 4.11, se exponen las medidas de cada una de las piezas; se prefiere hacer este diseño para que el acoplamiento del mecanismo a la mano sea más preciso, las dimensiones de las piezas se realizan en base a la medida promedio de las articulaciones y las falanges [43].

Algunas definiciones para la compresión de las tablas:

Se conoce como radio externo del semicírculo a la distancia existente entre el centro virtual de rotación y la cara externa de la pieza.

Se conoce como radio interno del semicírculo a la distancia existente entre el centro virtual de rotación y la cara interna de la pieza

Se conoce como distancia entre puntos de conexión a la distancia entre los puntos de sujeción de las barras uno y tres.

Se conoce como distancia entre puntos de conexión 2-3 a la distancia existente en la barra dos entre el punto de sujeción de esta con la barra tres y el punto de conexión de esta con la parte fija de la segunda guía circular.

Se conoce como distancia entre puntos de conexión 1-2 a la distancia existente en la barra dos entre el punto de conexión de esta con la parte fija de la segunda guía circular y el punto de conexión de esta con la barra uno.



<b>Pieza</b>	<b>Parámetro</b>	<b>(mm)</b>
Ranura MCP	Radio semicírculo interno	21,40
	Radio semicírculo externo	34,69
	Ancho pestaña	2,24
Slider MCP	Radio semicírculo interno	23,64
	Radio semicírculo externo	34,69
Ranura PIP	Radio semicírculo interno	16,28
	Radio semicírculo externo	26,28
	Ancho pestaña	2,00
Slider PIP	Radio semicírculo interno	18,28
	Radio semicírculo externo	26,28
Conector FP	Radio arco interno	11,47
	Longitud	14,40
Conector FM	Radio arco interno	10,06
	Longitud	12,00
Barra tres	Ancho	9,00
	Largo	23,00
	Distancia entre conexiones	13,00
Barra dos	Ancho	9,00
	Largo	53,00
	Distancia entre conexiones 1-2	14,00
	Distancia entre conexiones 2-3	27,00
Barra uno	Diámetro cilindro	3,00
	Largo	54,00
	Distancia entre conexiones	46,00

Tabla 4.7 Dimensiones piezas dedo índice  
Fuente: Propia.

<b>Pieza</b>	<b>Parámetro</b>	<b>(mm)</b>
Ranura MCP	Radio semicírculo interno	21,40
	Radio semicírculo externo	34,69
	Ancho pestaña	2,22
Slider MCP	Radio semicírculo interno	23,64
	Radio semicírculo externo	34,69
Ranura PIP	Radio semicírculo interno	18,60
	Radio semicírculo externo	28,60
	Ancho pestaña	2,00
Slider PIP	Radio semicírculo interno	20,60
	Radio semicírculo externo	28,60
Conector FP	Radio arco interno	11,59
	Longitud	14,40



Conector FM	Radio arco interno	9,70
	Longitud	12,00
Barra tres	Ancho	9,00
	Largo	25,00
	Distancia entre conexiones	15,00
Barra dos	Ancho	9,00
	Largo	51,00
	Distancia entre conexiones 1-2	15,00
	Distancia entre conexiones 2-3	25,00
Barra uno	Diámetro cilindro	3,00
	Largo	53,00
	Distancia entre conexiones	44,00

Tabla 4.8 Dimensiones piezas dedo corazón.  
Fuente: Propia.

Pieza	Parámetro	(mm)
Ranura MCP	Radio semicírculo interno	19,11
	Radio semicírculo externo	32,39
	Ancho pestaña	2,25
Slider MCP	Radio semicírculo interno	21,36
	Radio semicírculo externo	32,39
Ranura PIP	Radio semicírculo interno	16,28
	Radio semicírculo externo	26,28
	Ancho pestaña	2,00
Slider PIP	Radio semicírculo interno	18,28
	Radio semicírculo externo	26,28
Conector FP	Radio arco interno	11,59
	Longitud	11,40
Conector FM	Radio arco interno	9,70
	Longitud	10,00
Barra tres	Ancho	9,00
	Largo	23,00
	Distancia entre conexiones	13,00
Barra dos	Ancho	9,00
	Largo	42,00
	Distancia entre conexiones 1-2	12,00
	Distancia entre conexiones 2-3	20,00
Barra uno	Diámetro cilindro	3,00
	Largo	40,00
	Distancia entre conexiones	32,00

Tabla 4.9 Dimensiones piezas dedo anular  
Fuente: Propia.



<b>Pieza</b>	<b>Parámetro</b>	<b>(mm)</b>
Ranura MCP	Radio semicírculo interno	17,36
	Radio semicírculo externo	30,65
	Ancho pestaña	2,25
Slider MCP	Radio semicírculo interno	19,61
	Radio semicírculo externo	30,65
Ranura PIP	Radio semicírculo interno	13,90
	Radio semicírculo externo	23,90
	Ancho pestaña	2,00
Slider PIP	Radio semicírculo interno	15,90
	Radio semicírculo externo	23,90
Conector FP	Radio arco interno	11,59
	Longitud	11,00
Conector FM	Radio arco interno	9,70
	Longitud	10,00
Barra tres	Ancho	9,00
	Largo	22,00
	Distancia entre conexiones	12,00
Barra dos	Ancho	9,00
	Largo	40,00
	Distancia entre conexiones 1-2	10,00
	Distancia entre conexiones 2-3	20,00
Barra uno	Diámetro cilindro	3,00
	Largo	37,60
	Distancia entre conexiones	29,60

Tabla 4.10 Dimensiones piezas dedo meñique  
Fuente: Propia.

<b>Pieza</b>	<b>Parámetro</b>	<b>(mm)</b>
Ranura MP	Radio semicírculo interno	19,11
	Radio semicírculo externo	31,61
	Ancho pestaña	2,00
Slider MP	Radio semicírculo interno	21,11
	Radio semicírculo externo	31,61
Ranura IP	Radio semicírculo interno	16,97
	Radio semicírculo externo	26,97
	Ancho pestaña	2,00
Slider IP	Radio semicírculo interno	18,97
	Radio semicírculo externo	26,97
	Radio arco interno	11,59



Conector FP	Longitud	13,00
Conector FD	Radio arco interno	9,53
	Longitud	12,00
Barra tres	Ancho	9,00
	Largo	24,00
	Distancia entre conexiones	14,00
Barra dos	Ancho	9,00
	Largo	45,00
	Distancia entre conexiones 1-2	14,00
	Distancia entre conexiones 2-3	21,00
Barra uno	Diámetro cilindro	3,00
	Largo	51,00
	Distancia entre conexiones	43,00
Barra cuatro	Diámetro cilindro	5,00
	Largo	50,00
	Distancia entre conexiones	40,00

Tabla 4.11 Dimensiones piezas pulgar  
Fuente: Propia.

#### 4.2.3.4 Cálculos Barras

Como se mencionó anteriormente, es necesario conocer el comportamiento del sistema de barras en todo momento, para ello se realiza el siguiente análisis.

Para hacer el análisis de las barras estas se consideran como vectores que cambian su orientación en el plano.

Los puntos P en la Figura 4.29 y Figura 4.30 corresponden a los puntos de conexión de las barras con las guías circulares.

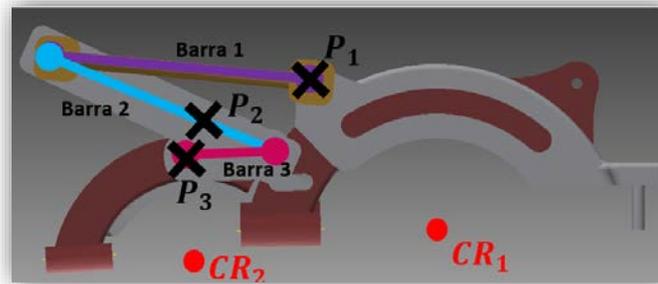


Figura 4.29 Sistema de barras en posición inicial  
Fuente: Propia.

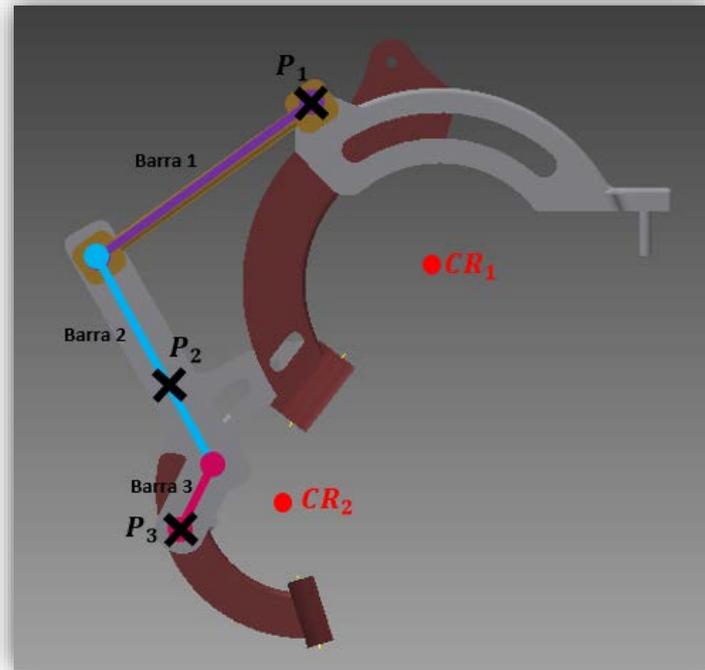


Figura 4.30 Sistema de barras en posición final  
Fuente: Propia.

Algunas consideraciones a tener en cuenta:

La ubicación del punto  $P_1$  relativo a  $CR_1$  siempre es constante por lo cual su modelo geométrico directo es la multiplicación entre el modelo geométrico directo en la articulación uno, por la matriz de transformación del punto  $CR_1$  a  $P_1$ , las matrices de transformación se encuentran en los anexos D.

La ubicación del punto  $P_2$  relativo a  $CR_2$  siempre es constante por lo cual su modelo geométrico directo es la multiplicación entre el modelo geométrico directo en la articulación dos, por la matriz de transformación del punto  $CR_2$  a  $P_2$ .

La ubicación del punto  $P_3$  relativo al efector final (EEF) siempre es constante por lo cual su modelo geométrico directo es la multiplicación entre el modelo geométrico directo del efector final, por la matriz de transformación del punto EEF a  $P_3$ .

Siendo el modelo geométrico el que permite conocer la posición y orientación de cada uno de los puntos.

### I. Barra uno y dos

En las Figuras 4.31 y 4.32 se presenta la representación vectorial de las barras 1 y 2, en posición inicial y final respectivamente

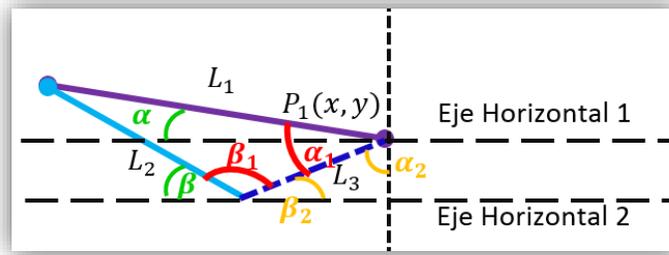


Figura 4.31 Representación vectorial barra 1 y 2 en posición inicial  
Fuente: Propia.

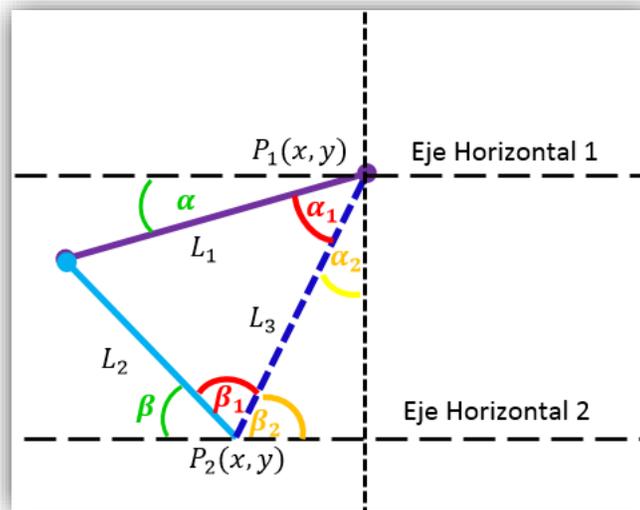


Figura 4.32 Representación vectorial barra 1 y 2 en posición final  
Fuente: Propia.

Donde:

$L_1$ : Distancia entre conexiones en la barra 1

$L_2$ : Distancia entre conexiones 1 y 2 en la barra 2

$P_1(x, y)$ : Valor de posición de  $x$  y  $y$  del punto  $P_1$  determinado por el modelo geométrico directo.

$P_2(x, y)$ : Valor de posición de  $x$  y  $y$  del punto  $P_2$  determinado por el modelo geométrico directo.

Se observa que  $L_1$  y  $L_2$  son constantes y el valor de  $L_3$  varía según la posición de estas, toma el valor de la ecuación 4.1:

$$L_3 = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2} \quad (4.1)$$

$L_1$  y  $L_2$  sufren una rotación de  $\alpha$  y  $\beta$  respectivamente alrededor de los ejes horizontales 1 y 2, por lo cual es necesario determinar su valor, se sabe que:



$$\alpha_1 + \alpha_2 + \alpha = 90^\circ \quad (4.2)$$

$$\beta_1 + \beta_2 + \beta = 90^\circ \quad (4.3)$$

Por lo cual, despejando  $\alpha$  y  $\beta$  de las ecuaciones 4.2 y 4.3 respectivamente se obtienen el valor de cada uno de estas, representadas en las ecuación 4.4 y 4.5:

$$\alpha = 90^\circ - \alpha_1 - \alpha_2 \quad (4.4)$$

$$\beta = 90^\circ - \beta_1 - \beta_2 \quad (4.5)$$

Entonces, es necesario determinar el valor de  $\alpha_1$ ,  $\alpha_2$ ,  $\beta_1$  y  $\beta_2$

El valor  $\alpha_1$  y  $\beta_1$  se obtienen mediante las ecuaciones 4.6 y 4.7 respectivamente, que corresponden al teorema del coseno.

$$L_2^2 = L_1^2 + L_3^2 - 2 * L_1 * L_3 * \cos \alpha_1 \quad (4.6)$$

$$L_1^2 = L_2^2 + L_3^2 - 2 * L_2 * L_3 * \cos \beta_1 \quad (4.7)$$

Y despejando  $\alpha_1$  y  $\beta_1$  se obtienen las ecuaciones 4.8 y 4.9:

$$\alpha_1 = \cos^{-1} \left( \frac{L_2^2 - L_1^2 - L_3^2}{-2 * L_1 * L_3} \right) \quad (4.8)$$

$$\beta_1 = \cos^{-1} \left( \frac{L_1^2 - L_2^2 - L_3^2}{-2 * L_2 * L_3} \right) \quad (4.9)$$

El valor  $\alpha_2$  se obtiene mediante la ecuación 4.10, que corresponde a la función trigonométrica tangente en donde:

$$\alpha_2 = \tan^{-1} \left( \frac{x_1 - x_2}{y_1 - y_2} \right) \quad (4.10)$$

Y el valor de  $\beta_2$  es presentado en la ecuación 4.11:

$$\beta_2 = 90 - \alpha_2 \quad (4.11)$$

## II. Barra tres

Como se muestra en las Figuras 4.33 y 4.34 para el análisis de la barra 3, se crea un punto  $P_{2.1}$ , como se observa su posición relativa siempre es constante al punto  $P_2$  debido a que la longitud de la barra no es variable, este valor corresponde a la distancia existente en la conexión 2-3 de la barra 2, cuyo valor es mostrado en la sección 4.2.3.3.

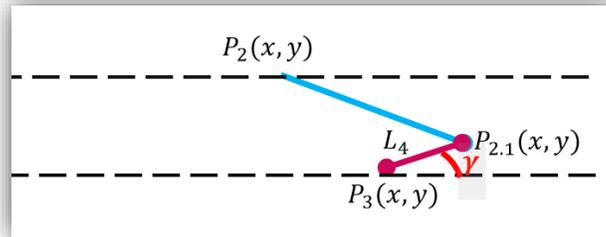


Figura 4.33 Representación vectorial barra 2 y 3 en posición inicial  
Fuente: Propia.

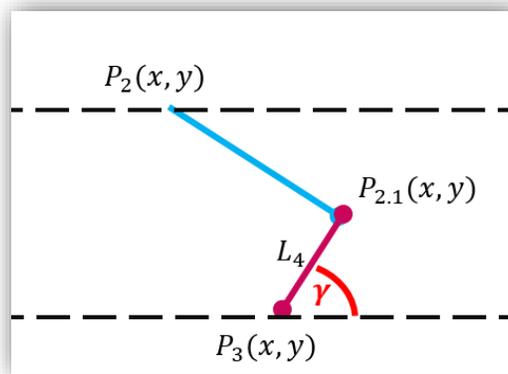


Figura 4.34 Representación vectorial barra 2 y 3 en posición final  
Fuente: Propia.

Por lo mencionado anteriormente el modelo geométrico del punto  $P_{2.1}$ , corresponde al de  $P_2$  multiplicado por la matriz de transformación de  $P_{2.1}$  a  $P_2$ .

$P_{2.1}(x, y)$ : Valor de  $x$  y  $y$  del punto  $P_{2.1}$ , determinado por el modelo geométrico directo.

$P_3(x, y)$ : Valor de  $x$  y  $y$  del punto  $P_3$ , determinado por el modelo geométrico directo.

Se observa en las Figuras 4.33 y 4.34 que el vector  $L_4$  sufre una rotación de  $\gamma$  grados al pasar de la posición inicial a la final, esta se determina usando la función trigonométrica tangente, tomando el vector correspondiente a la barra 3 como la hipotenusa de un triángulo, como se observa en la Figura 4.35.

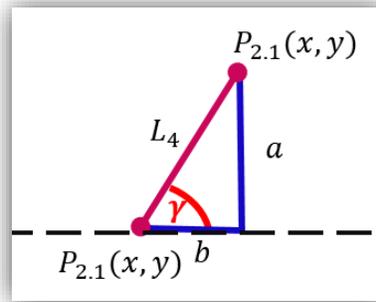


Figura 4.35 Representación triangular barra 3  
Fuente: Propia.

A partir del triángulo expuesto se determina el valor de  $a$  y  $b$ , y con ellos el parámetro  $\gamma$ . Presentados en las ecuaciones 4.12 a 4.14 respectivamente:

$$a = x_1 - x_2 \quad (4.12)$$

$$b = y_1 - y_2 \quad (4.13)$$

$$\gamma = \tan^{-1} \left( \frac{a}{b} \right) \quad (4.14)$$



## 5. CONSTRUCCIÓN

Después de diseñar las piezas anteriormente descritas, estas se fabrican en las impresoras 3D: *MakerBot Replicator 2* y *ProJet 3000* para prototipado rápido.

Las correspondientes al mecanismo exoesqueleto están elaboradas en un material de pasta, utilizando la impresora *ProJet 3000* que tienen alta tecnología y posee gran precisión, dando como resultado que las piezas calzan exactamente entre ellas.

Las correspondientes al mecanismo termoretráctil son fabricadas en un material plástico, en la impresora *MakerBot Replicator 2* de gama media, debido a que no requieren tanta precisión como las piezas del mecanismo exoesqueleto.

Se selecciona como sistema de accionamiento en ambos dispositivos uno de tipo neumático debido a que es mucho más seguro que otros [53], tratándose de mecanismos que están en contacto directo con los usuarios un mal funcionamiento podría ocasionarles daño, los planos neumáticos y eléctricos de los respectivos dispositivos se presentan en el anexo E.

Cabe resaltar que se elige como proveedor de los dispositivos neumáticos a la compañía Festo debido a su buena reputación y a que es líder mundial en tecnología de automatización, además de ser especialista en neumática.

Por lo que se refiere a los elementos mencionados para la construcción de los dos mecanismos expuestos, estos son proporcionados por la Universidad Miguel Hernández de Elche-España.

A continuación se detalla la construcción de los mecanismos e implementación de los sistemas de actuación utilizados.

### 5.1 MECANISMO TERMORETRÁCTIL

El sistema neumático del mecanismo termoretráctil emplea una válvula proporcional reguladora de presión MPPE-3-1/8-6-010, que tiene un rango de voltaje DC de funcionamiento de 18-30 V. Esta válvula tiene teóricamente una relación voltaje-bar de 1,67, debido a que entrega una presión máxima de salida de 6 bares relacionados linealmente con un voltaje máximo de entrada de 10 voltios. Su función es limitar y/o mantener el flujo de aire utilizado para controlar la velocidad de los actuadores, es decir, de los músculos neumáticos constituidos por las fundas termoretráctiles [54].

Como la válvula se controla a través de la tarjeta Arduino que se detalla posteriormente, y los pines de esta entregan como salida máxima 5 V, se concluye que no es necesario realizar una etapa de amplificación, debido a que este voltaje es suficiente para suministrar aire a los actuadores que generalmente no soportan más de 3 bar.

Además, teniendo en cuenta que el costo de esta válvula es elevado en comparación con el de los demás elementos no es recomendable utilizar una para cada dedo, en consecuencia se diseña la lógica necesaria para utilizar una sola válvula y permitir que el flujo de aire circule a los actuadores. Para la implementación de esto, es necesario utilizar relés y válvulas 2/2.

Se utilizan relés de estado sólido G3R-ODX02SN-UTU, porque estos en comparación con los convencionales poseen una mayor velocidad de conmutación y presentan un menor desgaste mecánico. La referencia seleccionada tiene un voltaje DC y una corriente nominal de entrada de 5- 24 voltios y 8 mA (max) respectivamente, estos dispositivos entregan una corriente de salida entre 0.01 y 2 A, y soportan un voltaje de carga DC entre 5-48V. Su función es realizar o no la activación de válvulas 2/2 que permiten el paso de aire a cada uno de los actuadores. La Figura 5.1 muestra un esquema de los relés empleados [55].

Los relés son activados mediante los pines de la tarjeta Arduino que entregan una corriente y voltaje suficientes.

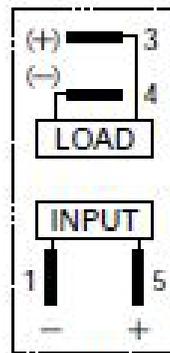


Figura 5.1 Relé utilizado  
Fuente: [55]

Se usan 5 electroválvulas 2/2 (2 vías/ 2 estados), cada una con retorno por muelle tal como se muestra en la Figura 5.2 [56].

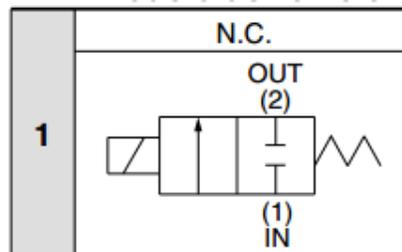


Figura 5.2 Válvula utilizada  
Fuente: [56]



Las válvulas permiten individualizar la presión para cada actuador, estas requieren 24 V DC para su funcionamiento, proporcionados o no mediante cada uno de los relés.

Como se mencionó anteriormente, se elige una tarjeta Arduino para realizar el control de los elementos en cuestión, porque estas respecto a las demás tarjetas de control tienen ventajas en cuanto a costos. También cuentan con un entorno de programación simple, lo que facilita el aprendizaje y desarrollo, y finalmente es un software de código abierto, razón por la que es más factible encontrar información acerca de códigos y diseños realizados con anterioridad.

El mecanismo a implementar requiere cinco salidas digitales que son utilizadas para la activación de cada uno de los relés, una salida PWM que se emplea para establecer el valor del voltaje entregado a la válvula proporcional reguladora de presión y una entrada analógica necesaria para el valor de lectura del sensor de la misma (este último es utilizado en la fase de experimentación).

Entre las tarjetas Arduino disponibles, se elige la tarjeta Arduino UNO (Figura 5.3), debido a que se requieren 5 salidas digitales, una salida PWM y una entrada analógica. Esta tarjeta cumple e incluso sobrepasa los requerimientos [57], sin embargo, es la que más se acerca a los mismos, porque otras tarjetas como la Arduino MEGA [58] sobrepasa aún más estos. La Tabla 5.1 muestra un resumen de los requerimientos y las características de algunas tarjetas.

Especificaciones	Arduino UNO	Arduino Mega 2560	Número de entradas/salidas
Salidas digitales	14	54	5
Salidas PWM	6	15	1
Entradas analógicas	6	16	1

Tabla 5.1 Características tarjeta Arduino  
Fuente: Propia.



Figura 5.3 Tarjeta Arduino Uno  
Fuente: [57]

Otra de las razones por las cuales se decide utilizar una tarjeta Arduino, es la posibilidad de comandarla desde MATLAB, que cuenta con un gran número de funciones necesarias para el desarrollo del mecanismo propuesto, tales como las utilizadas para el tratamiento de imágenes, esto permite disminuir la dificultad de la integración de cada uno de los

componentes del sistema, puesto que todos están desarrollados empleando la misma herramienta software.

Para lo anterior, se debe realizar la instalación de los controladores y el IDE de la tarjeta Arduino UNO [59] y hacer uso de la librería ArduinoIO proporcionada por MathWorks [60].

Finalmente, el mecanismo construido se muestra en las Figuras 5.4 y 5.5:



Figura 5.4 Mecanismo termoretráctil vista lateral  
Fuente: Propia.



Figura 5.5 Mecanismo termoretráctil vista frontal  
Fuente: Propia.

## 5.2 MECANISMO EXOESQUELETO

Una vez se tienen las piezas impresas como las presentadas en la Figura 5.6 se realiza el montaje del dispositivo, por un lado los módulos correspondientes a cada dedo, y por el otro la sujeción de los soportes de los actuadores lineales, todos estos fijados a la base del mecanismo.



Figura 5.6 Piezas impresas  
Fuente: Propia.

Se selecciona un muelle con los parámetros presentados en la Figura 5.7, como elemento de unión entre la guía circular y el actuador lineal debido a las características de elasticidad y deformación que este posee, por lo cual permite acoplar el movimiento lineal del actuador con el generado por la guía circular, sin perjudicar este último.

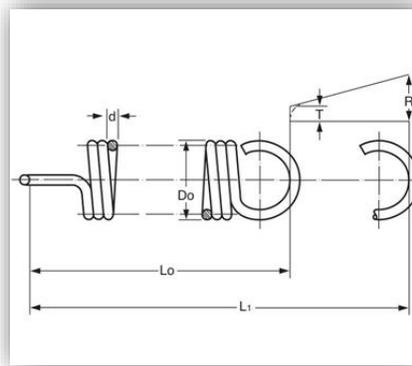


Figura 5.7 Dimensiones de los muelles  
Fuente: [61]

Se experimenta con dos tipos de muelles que poseen las características descritas en la Tabla 5.2, obteniendo como resultado que en el muelle A la ejecución del movimiento

aunque es la esperada, no es del todo correcta, debido a que este posee muy poca consistencia y en consecuencia se deforma muy fácilmente, razón por la que si las guías circulares llegan al tope máximo que es cuando la mano se encuentra cerrada, el vástago del cilindro sale por completo deformando excesivamente el muelle.

Muelle	Do (mm)	d (mm)	Lo(mm)	k(N/mm)
A	4,80	0,5	19,05	1,05
B	6,1	1,04	19,05	8,53

Tabla 5.2 Dimensiones de los muelles  
Fuente: Propia.

Por el contrario, en el muelle B cuando las guías llegan al tope máximo el vástago del cilindro se detiene, deformándolo lo necesario para lograr el correcto movimiento, por lo tanto se prefiere el uso de este en el mecanismo, como se observa en la Figura 5.8.

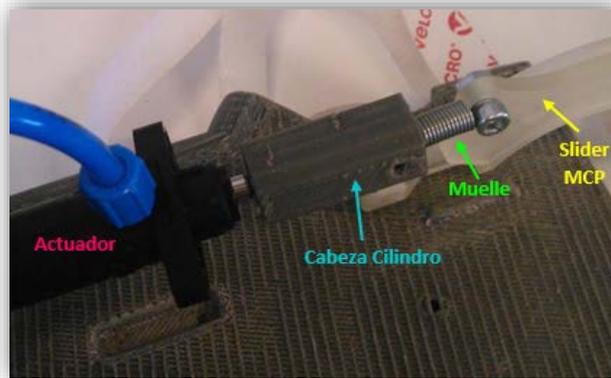


Figura 5.8 Unión elástica  
Fuente: Propia.

En la Figura 5.9 se observa la excesiva deformación que presenta el muelle A, por el contrario en la Figura 5.10 se aprecia el correcto comportamiento del muelle B

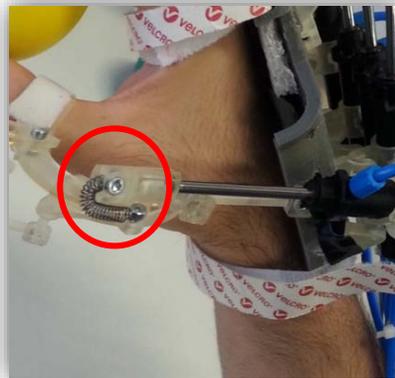


Figura 5.9 Deformación excesiva del muelle  
Fuente: Propia.



Figura 5.10 Deformación esperada del muelle  
Fuente: Propia.

### 5.2.1 Accionamiento del mecanismo

Para el accionamiento del mecanismo se selecciona el cilindro DFK-10-50-P de Festo, que es lineal neumático de doble efecto y alcanza un recorrido de 50 mm, además, permite una presión máxima de 8 bares [62] (lineal significa que este convierte la energía del fluido en energía mecánica lineal, de doble efecto significa que el vástago del cilindro realiza tanto su desplazamiento de avance como de retroceso por acción del aire comprimido)

Este actuador posee características que lo hacen más acoplable al mecanismo. Una de ellas es ser muy ligero, con tan solo un peso de 0.021Kg, además de poseer un tamaño pequeño, factores ideales para la construcción y utilización del exoesqueleto.

Aunque la compañía presenta en su catálogo de productos actuadores lineales que poseen recorridos de 30 mm, 50 mm y 70 mm, se considera que es suficiente con estos 50 mm para abarcar el movimiento total de las guías.

Si bien el mecanismo es modular, se determina que para la apertura y cierre de la mano el movimiento de los dedos se realice en conjunto, no individualmente a pesar de poseer esta característica. Como se necesita entonces un control de velocidad para cada recorrido se deben utilizar dos válvulas, una para cada dirección (apertura y cierre).

Para el suministro de aire se selecciona la válvula MPPE-3-1/8-10-010 que es una válvula reguladora de presión proporcional, en la cual se pueden definir mediante señales analógicas la presión. Entre sus características están: que tiene un margen de regulación de presión de 0 a 10 bares y un voltaje de entrada de 0 a 10 voltios, por lo cual la relación de voltaje-bar es de 1 [63].

Otro factor a tener en cuenta en el mecanismo es que se desea que el movimiento de cada uno de los dedos se realice paulatinamente, por consiguiente es adecuado el uso de estranguladores dado que con estos se logra disminuir el flujo de aire proporcionado desde

la válvula hasta los cilindros, obteniéndose como resultado que el recorrido de los vástagos sea más suave y lento. El ajuste del estrangulador se hace experimentalmente hasta obtener el resultado pretendido.

Como tubo para el suministro del aire se selecciona uno de plástico PUM con un diámetro externo de 4 mm, siendo este muy flexible y cómodo. Otro factor a tener en cuenta es que el diámetro de las entradas de aire del cilindro seleccionado esté concebido para esa medida.

En la Figura 5.11 se expone el sistema neumático junto con el mecanismo exoesqueleto.



Figura 5.11 Sistema neumático  
Fuente: Propia.

Una condición para utilizar el dispositivo exoesqueleto correctamente y no perjudicar al usuario, es que las articulaciones de la mano estén alineadas con los centros virtuales establecidos en el exoesqueleto, esto se logra ajustando la base del dispositivo correctamente en la mano.

El mecanismo exoesqueleto terminado se observa en las Figuras 5.12 y 5.13:

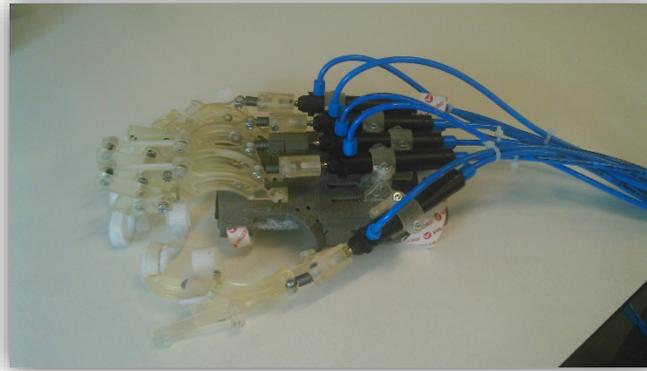


Figura 5.12 Mecanismo exoesqueleto  
Fuente: Propia.

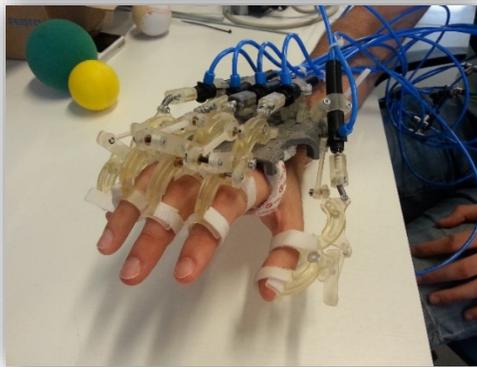


Figura 5.13 Mecanismo exoesqueleto utilizado por un usuario  
Fuente: Propia.

Se realizan algunas pruebas con el mecanismo exoesqueleto, donde el usuario debe sujetar y transportar ciertos elementos como bolas de diferentes tamaños, botellas y vasos plásticos. Algunos de estos se observan en la Figura 5.14.



Figura 5.14 Pruebas del usuario  
Fuente: Propia.

Otras demostraciones del mecanismo son expuestas en el anexo F.



## 6. SOFTWARE

### 6.1 IMPLEMENTACION DE RUTINAS EN MATLAB

Un aspecto a tener en cuenta es que la clase Robot y la clase LoadObjects utilizadas en la implementación de los software mostrados en el presente capítulo fueron desarrolladas en el laboratorio de Neurorehabilitación (nBio) de la Universidad Miguel Hernández de Elche y proporcionadas para el desarrollo del presente proyecto. Los códigos correspondientes de las aplicaciones mostradas a continuación se presentan en el anexo G.

#### 6.1.1 Mecanismo termoretráctil

En la sección 2.2.3, se menciona que se deben hacer movilizaciones pasivas, con una velocidad lenta y que se adapten a la resistencia del musculo, razón por la cual se implementa una interfaz software que permite mover la mano del paciente en forma reiterada. Para ello, el usuario debe elegir los dedos que desea extender, y posteriormente asignar dos parámetros a cada uno de ellos:

1. El nivel de asistencia: que corresponde a la presión a suministrar a cada funda termoretráctil, se establecen cuatro niveles, en el nivel 0 no se suministra presión (en el caso que se desee hacer el ejercicio activo). Para el caso de ejercicios pasivos, se tienen tres opciones, los niveles uno, dos y tres que proporcionan diferentes valores de presión, siendo el máximo el valor asignado al nivel 3.

La tarjeta Arduino posee una salida PWM de 8 bits, es decir, de 256 estados, sin embargo, la válvula alcanza una presión cercana a 3 bares en el valor 145, razón por la cual se utiliza este valor como máximo nivel de asistencia. Los niveles uno y dos se establecen como la tercera parte ( $1/3$ ) y las dos terceras partes ( $2/3$ ) respectivamente.

2. El tiempo en que se realiza el suministro de presión para cada uno de los dedos, es decir, la duración del movimiento.

Finalmente, hay un tercer parámetro para configurar la rutina, que es el número de repeticiones, es decir, la cantidad de veces que se ejecuta lo anterior. Esto pensando en que el usuario desee repetir la secuencia anteriormente seleccionada.

En la Figura 6.1 se muestra la selección de datos en la interfaz descrita anteriormente:

## 1. Datos introducidos:

Seleccione dedo(s)	Nivel de Asistencia	Tiempo de extension (segundos)
<input checked="" type="checkbox"/> Pulgar	Nivel 2	1
<input checked="" type="checkbox"/> Indice	Nivel 1	2
<input type="checkbox"/> Corazon	Nivel 0	
<input type="checkbox"/> Anular	Nivel 0	
<input type="checkbox"/> Meñique	Nivel 0	
Numero de repeticiones		1
Opciones		
<input type="button" value="Iniciar movimiento"/>	<input type="button" value="Nueva Selección"/>	<input type="button" value="Finalizar sesion"/>

Figura 6.1 Selección de datos interfaz  
Fuente: Propia.

La duración del movimiento se logra estableciendo pausas en el suministro de aire, el valor de estas corresponde a la razón entre el tiempo digitado por el usuario y la presión para cada actuador.

Adicional a esto, se realiza la animación de algunos objetos diseñados en Blender como el mostrado en la Figura 6.2.

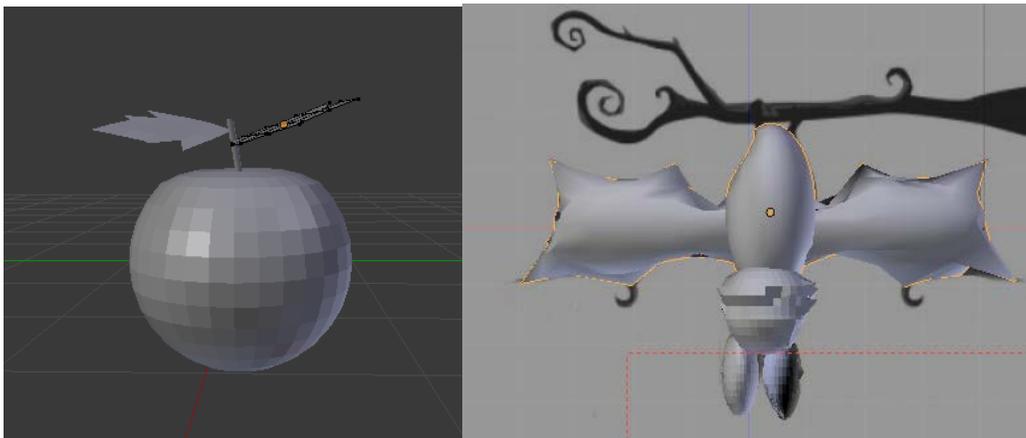


Figura 6.2 Objetos creados en Blender  
Fuente: Propia.



Esta animación se hace en concordancia con los parámetros seleccionados, aquí el objetivo es que el usuario espante al murciélago y proteja la manzana.

La lógica establecida hace que se mueva el murciélago de la posición correspondiente al dedo seleccionado, de igual modo, se eleva la esfera asignada al dedo que registre movimiento de acuerdo a su valor y finalmente, si el usuario logra extender su dedo lo suficiente (este valor es previamente determinado y se explica en el anexo C), el murciélago desaparece de la escena, de lo contrario, este último continúa presente.

El desplazamiento registrado por cada uno de los dedos se determina a través de la captura y el tratamiento de imágenes obtenidas por una cámara web ubicada sobre los tubos de suministro de aire en el mecanismo construido. Para esto se establece un fondo claro y se emplean marcas de un color que se puede distinguir fácilmente, en este caso negro (Figura 6.3). En la sección 6.1.2 del documento se explica detenidamente el proceso para realizar esto.

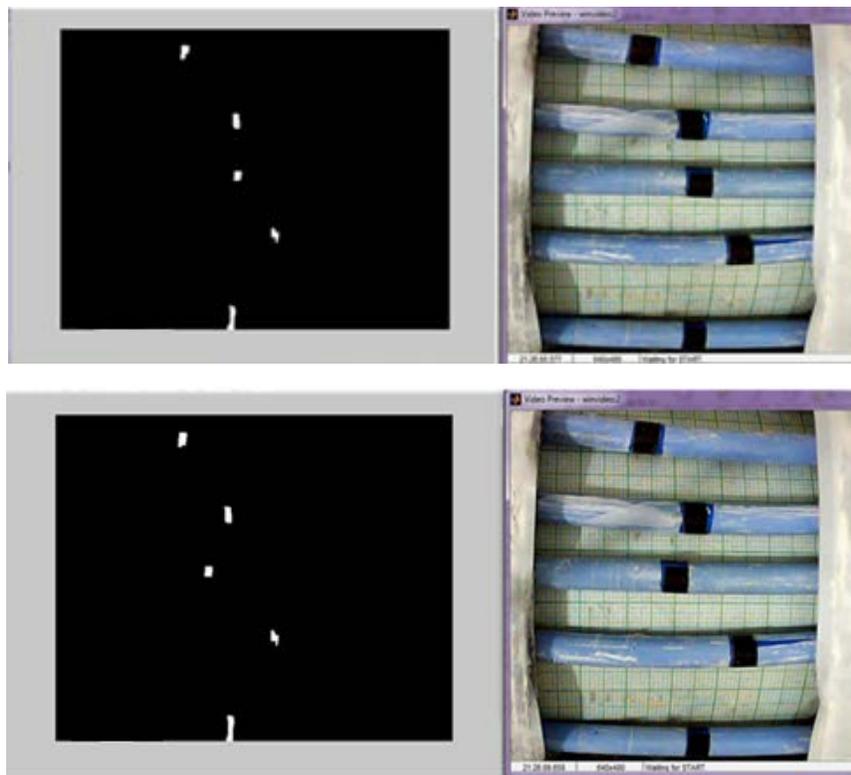


Figura 6.3 Vista de los tubos desde la cámara web  
Fuente: Propia.

La interfaz diseñada requiere el funcionamiento en paralelo de la lógica necesaria para controlar correctamente la tarjeta Arduino y la cámara web, de esta forma se tiene en funcionamiento más de un hilo en MATLAB. Esto se logra con la utilización de temporizadores, porque permiten tener varios hilos en diferentes scripts.<sup>4</sup>

<sup>4</sup> Los scripts son conjuntos de comandos de MATLAB almacenados en archivos de texto plano.

El diagrama UML correspondiente a la implementación del software se muestra en la Figura 6.4 :

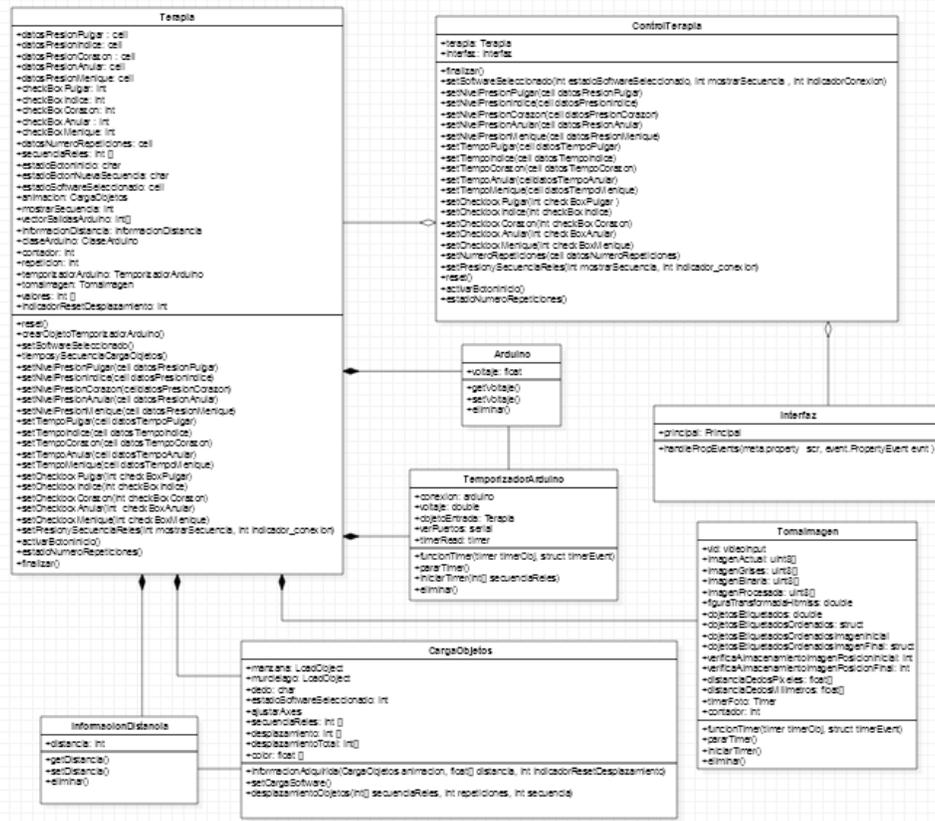


Figura 6.4 Diagrama UML de la aplicación.  
Fuente: Propia.

A continuación se describe cada una de las clases que componen la aplicación desarrollada. La Figura 6.5 muestra los atributos y métodos de la clase ControlTerapia:



ControlTerapia
+terapia: Terapia +interfaz: Interfaz
+finalizar() +setSoftwareSeleccionado(int estadoSoftwareSeleccionado, int mostrarSecuencia, int indicadorConexion) +setNivelPresionPulgar(cell datosPresionPulgar) +setNivelPresionIndice(cell datosPresionIndice) +setNivelPresionCorazon(cell datosPresionCorazon) +setNivelPresionAnular(cell datosPresionAnular) +setNivelPresionMenique(cell datosPresionMenique) +setTiempoPulgar(cell datosTiempoPulgar) +setTiempoIndice(cell datosTiempoIndice) +setTiempoCorazon(cell datosTiempoCorazon) +setTiempoAnular(celldatosTiempoAnular) +setTiempoMenique(cell datosTiempoMenique) +setCheckboxPulgar(int checkBoxPulgar) +setCheckboxIndice(int checkBoxIndice) +setCheckboxCorazon(int checkBoxCorazon) +setCheckboxAnular(int checkBoxAnular) +setCheckboxMenique(int checkBoxMenique) +setNumeroRepeticiones(cell datosNumeroRepeticiones) +setPresionySecuenciaReles(int mostrarSecuencia, int indicador_c onexion) +reset() +activarBotonInicio() +estadoNumeroRepeticiones()

Figura 6.5 Clase ControlTerapia  
Fuente: Propia.

Antes de explicar el objetivo con el que se crea esta clase, se debe tener en cuenta que al realizar una GUIDE se tienen dos archivos: el .fig que contiene los elementos gráficos y el .m que contiene el código correspondiente a los mismos, este último se crea automáticamente.

De esta manera la relación entre la interfaz gráfica y las clases creadas se realiza a través de la clase ControlTerapia. Para esto se instancia la misma en el archivo .m y con el objeto creado es posible invocar los métodos adecuados en las funciones Callback.

La Figura 6.6 muestra la clase CargaObjetos, en esta se realiza la carga y animación de los objetos previamente creados en Blender. Para hacer esto es necesario utilizar la clase LoadObject y algunas de sus funciones, se debe tener en cuenta que los objetos deben ser exportados en formato .stl. La carga de estos se realiza en el método setCargaSoftware y su animación en el método desplazamientoObjetos.

CargaObjetos
+manzana: LoadObject +murcielago: LoadObject +dedo: char +estadoSoftwareSeleccionado: int +ajustarAxes +secuenciaReles: int [] +desplazamiento: int [] +desplazamientoTotal: int [] +color: float []
+informacionAdquirida(CargaObjetos animacion, float[] distancia, int indicadorResetDesplazamiento) +setCargaSoftware() +desplazamientoObjetos(int[] secuenciaReles, int repeticiones, int secuencia)

Figura 6.6 Clase CargaObjetos  
Fuente: Propia.



Finalmente en esta clase se realiza el movimiento de las de cinco esferas que representan cada uno de los dedos. Esto se hace en el método `informacionAdquirida`, el desplazamiento de estas se realiza en base al registrado en cada uno de los dedos, la adquisición de esta información se explica en la sección 6.1.2.

Las esferas se crean utilizando la función `sphere` de MATLAB. Debido a que la duración del movimiento de objetos en formato `.stl` es mayor que el periodo de tiempo mínimo para la captura de imágenes, y este es a su vez superior al tiempo invertido en realizar el movimiento de cada una de las esferas, no se justifica emplear objetos en formato `.stl`.

En la Figura 6.7 se muestran los atributos y métodos de la clase `Terapia`, en esta se realizan las funciones lógicas de la aplicación. Aquí se establece cuál debe ser el estado de cada uno de los botones creados.

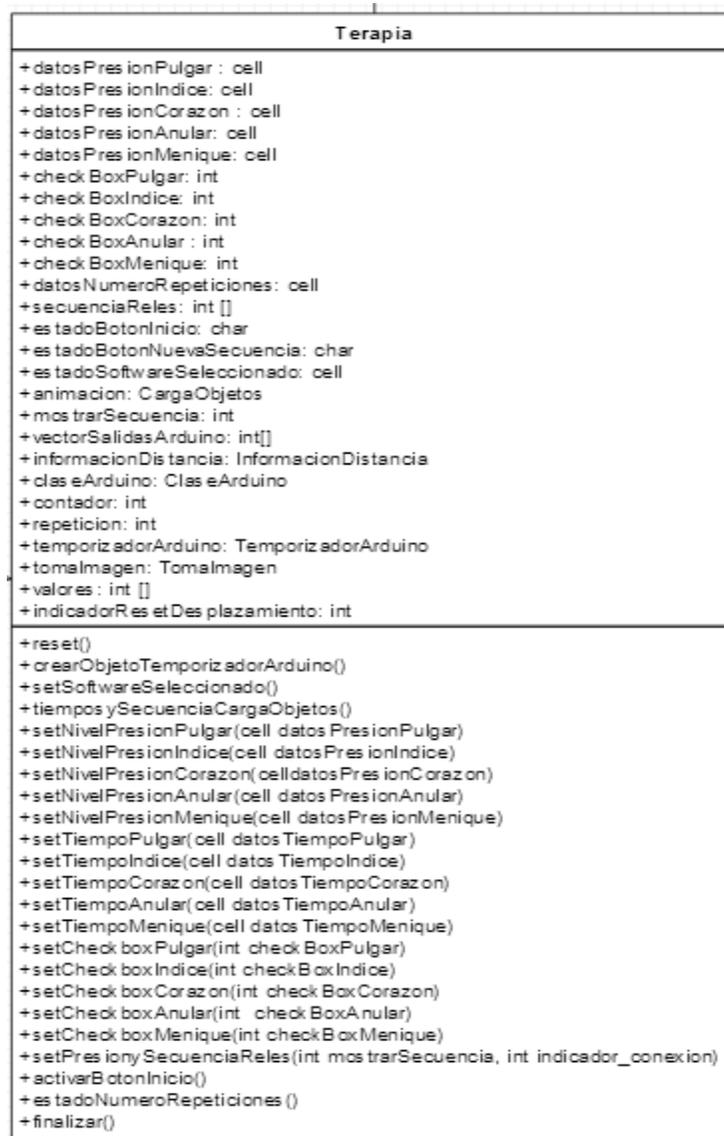


Figura 6.7 Clase Terapia  
Fuente: Propia.

Como ejemplo la Figura 6.8 muestra que el botón para iniciar el movimiento no se activa porque todos los datos no son correctos, esto también ocurre si falta alguno de estos.

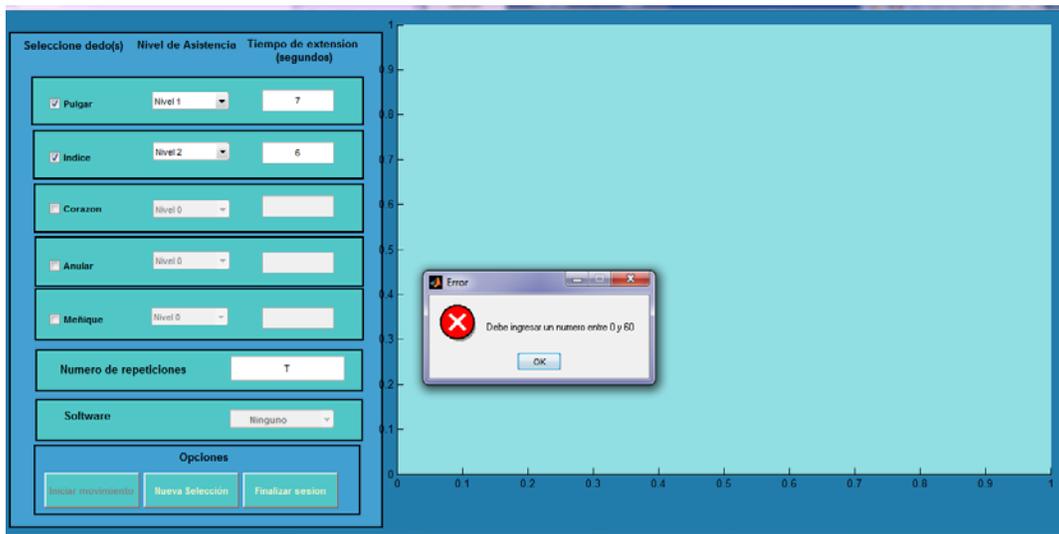


Figura 6.8 Validación de datos  
Fuente: Propia.

De igual manera se establece que el botón “Nueva Secuencia” solamente está activo mientras no se está realizando ningún movimiento o animación, tal como se muestra en la Figura 6.9:

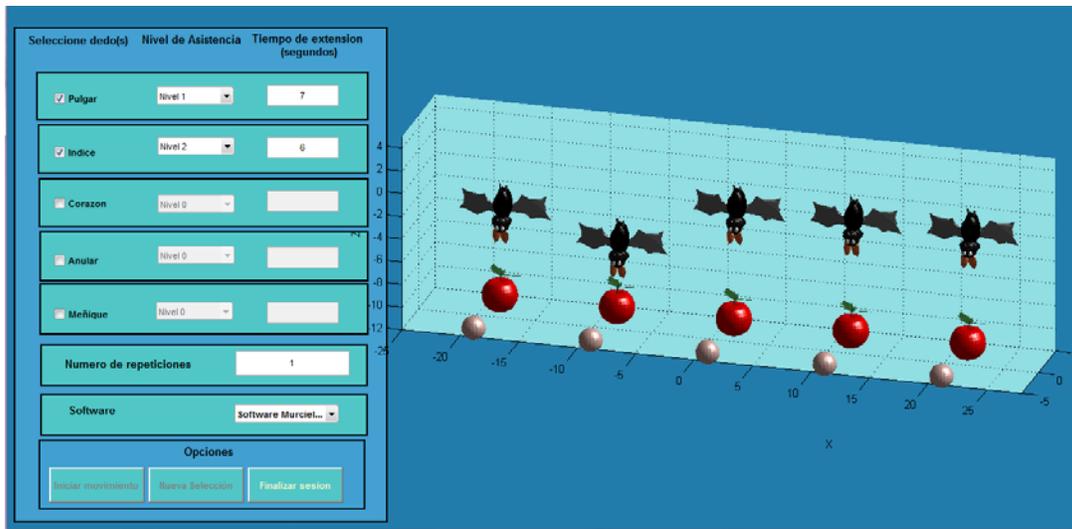


Figura 6.9 Estado de los botones  
Fuente: Propia.

La lógica necesaria se implementa en los métodos `activarBotonInicio` y `estadoNumeroRepeticiones`.

En el método `setPresionySecuenciaReles` se implementa la lógica para asignar la presión a cada uno de los actuadores. Esta lógica considera que se utilizan válvulas 2/2 y por tanto,



como estas no tienen escape, se debe utilizar el presente en la válvula proporcional reguladora de presión.

Considerando lo anterior se establece que el orden adecuado para proporcionar presión debe ser de mayor a menor, es decir, primero deberá suministrarse aire a los actuadores a los que se deba brindar una mayor presión.

La lógica necesaria para establecer el orden de la asignación de presión se explica en el anexo H.

En esta lógica se considera el caso en el que se seleccione igual nivel de asistencia para diferentes dedos (es decir, se requiera aplicar igual nivel de presión a un número de actuadores superior a uno), en un tiempo diferente, en esta se establece que se debe suministrar aire en los actuadores correspondientes al pulgar y luego a los dedos: índice, corazón, anular y meñique.

Finalmente, si el valor de presión a suministrar y los tiempos coinciden, se proporciona presión a todos los dedos seleccionados al mismo tiempo.

En esta clase, se realiza también una instanciación de las que permiten controlar la tarjeta Arduino Uno y la cámara web, esto se realiza con el fin de utilizar los temporizadores creados en las clases TemporizadorArduino y Tomalmagen.

En la Figura 6.10 se muestran los atributos y métodos de la clase Tomalmagen, en el método funcionTimer se realiza la captura y tratamiento de imágenes con el fin de obtener el desplazamiento de cada una de las marcas colocadas en los tubos.

El periodo establecido para la captura de imágenes es el mínimo necesario en la realización de la toma y tratamiento de la misma, este se establece mediante las funciones tic y toc de MATLAB y se encuentra que es un poco inferior a 1,2 seg, razón por la que se toma este valor como el periodo del temporizador.

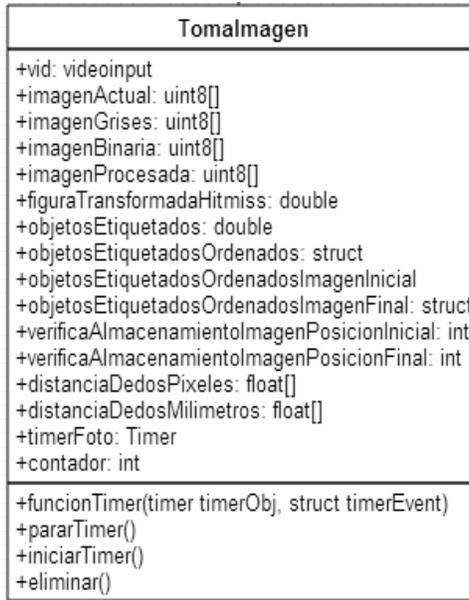


Figura 6.10 Clase Tomalmagen  
Fuente: Propia.

La Figura 6.11 muestra el diagrama de la clase TemporizadorArduino, en esta clase se crea el objeto necesario para realizar la comunicación USB entre MATLAB y la tarjeta Arduino.

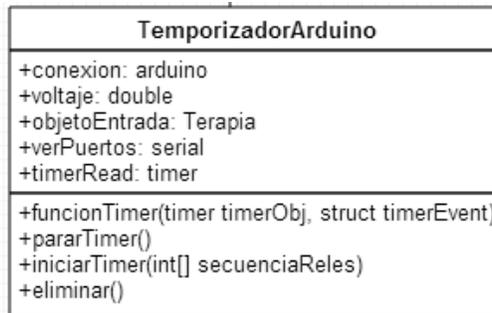


Figura 6.11 Clase TemporizadorArduino  
Fuente: Propia.

En la función `funcionTimer` se determina cuáles son los relés que deben activarse y cuál es la presión que debe ser suministrada a cada uno de los actuadores, en esta clase se definen también los pines utilizados de la tarjeta Arduino, de qué tipo (PWM, o digitales) y finalmente si estos deben ser entradas o salidas, en este caso todos son salidas.

La clase Interfaz mostrada en la Figura 6.12, contiene los eventos y *listener*<sup>5</sup> necesarios para actualizar la GUI, esto se realiza a través de la función `handlePropEvents`.

<sup>5</sup> Ejecutan una acción cuando se notifica un evento

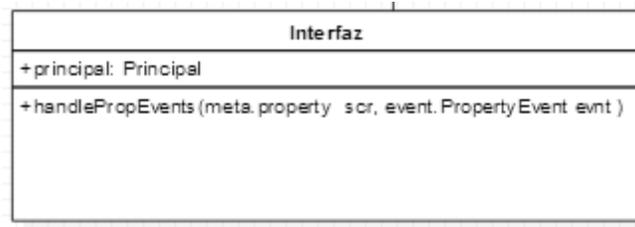


Figura 6.12 Clase Interfaz  
Fuente: Propia.

Finalmente en las clases Arduino e InformacionDistancia mostradas en la Figura 6.13, se crean las propiedades y funciones correspondientes al voltaje y el desplazamiento obtenido mediante la cámara web, estos son invocados desde las clases TemporizadorArduino y Tomalimagen.

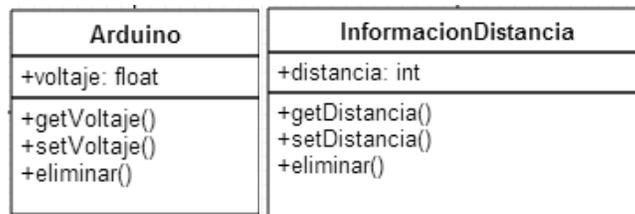


Figura 6.13 Clases Arduino e InformacionDistancia  
Fuente: Propia.

### 6.1.2 Obtención de información a partir de Imágenes

El diagrama de bloques de la Figura 6.14 expone los pasos que se realizan para obtener la información de desplazamiento de cada uno de los dedos.

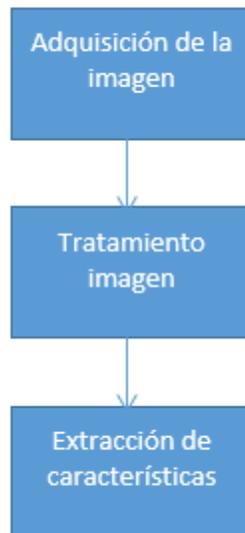


Figura 6.14 Fases tratamiento imagen  
Fuente: Propia.



### 6.1.2.1 Adquisición de la imagen

La adquisición de la imagen se realiza a través de una cámara web que permite alcanzar una resolución de 0.3 megapíxeles.

Con el fin identificar los objetos de interés se utiliza una iluminación fluorescente, esta es indispensable para una correcta adquisición de la imagen, que favorece la disminución de los algoritmos empleados para el tratamiento de la misma, en este caso se emplea una iluminación frontal, pues los objetos son poco reflectores [64].

Para utilizar la cámara web desde MATLAB se emplea el comando `imaqhwinfo` que retorna una estructura con los adaptadores de adquisición de imágenes disponibles en el computador en el cual se está ejecutando la aplicación. El propósito principal del adaptador es llevar información entre MATLAB y un dispositivo de adquisición de imágenes, para este caso el utilizado es `winvideo` que es el del sistema operativo del computador.

Realizado lo anterior, se crea el objeto de entrada de video mediante el comando `videoinput`, para esto, se debe especificar el adaptador utilizado y el identificador del dispositivo.

Finalmente, se obtiene la imagen mediante el comando `getsnapshot`, haciendo uso del objeto creado anteriormente. Cabe agregar que no es necesario almacenar las capturas, debido a que esto incrementa notablemente el tiempo invertido en la ejecución del algoritmo y para la aplicación esto no es necesario, porque es fundamental obtener los datos del desplazamiento de las marcas pero no almacenar cada una de las tomas.

### 6.1.2.2 Tratamiento de la imagen

Primero, se debe tener presente que no es necesario realizar un recorte de la imagen debido a que la cámara se ubica a una distancia pequeña respecto al objeto de interés. En este bloque se realiza una conversión de la imagen del espacio RGB<sup>6</sup> a escala de grises mediante el uso de la función `rgb2gray`, esta realiza la conversión con base a la ecuación 6.1:

$$Y = 0.3 * R + 0.59 * G + 0.11 * B \quad (6.1)$$

La ecuación 6.1 es conocida como ecuación de la luminancia, esta considera la sensibilidad del ojo humano a las frecuencias del espectro cercanas al rojo, verde y azul y entrega la medida ponderada de las distintas componentes de color de cada pixel [64].

A continuación se realiza la segmentación de la imagen, que permite determinar cuáles pixeles de la imagen pertenecen a cada uno de los objetos y cuáles no.

Para esto se realiza previamente la binarización<sup>7</sup>, para la cual se debe establecer un umbral óptimo, por un lado, es posible hacer esto mediante la función `graythresh` de MATLAB que lo establece mediante el método de Otsu [65]. Este se emplea cuando hay una clara

<sup>6</sup> Composición del color en términos de la intensidad de los colores primarios

<sup>7</sup> Proceso de reducción de la información de una imagen digital a dos valores: 0 (negro) y 255 (blanco)

diferencia entre los objetos a extraer respecto del fondo de la escena. Por otro lado, es posible determinar el umbral adecuado de manera experimental.

Tras realizar pruebas de las dos maneras se obtiene que experimentalmente el umbral óptimo para las imágenes tomadas es 0.1.

Después de realizar la binarización de la imagen y debido a que las marcas empleadas o los objetos de interés son de color negro, es necesario realizar una inversión de la matriz que representa esta imagen binaria, esto se muestra en la Figura 6.15.

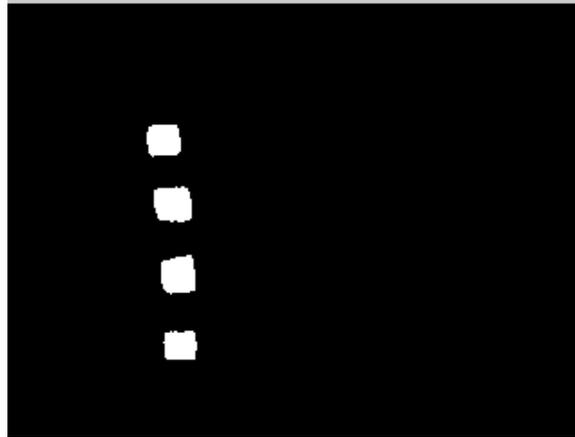


Figura 6.15 Imagen binarizada e invertida para cuatro marcas  
Fuente: Propia.

Hasta el momento, el proceso realizado puede tener como resultado la detección de objetos con bordes defectuosos. Para mejorar esto, se hace uso de operaciones morfológicas que son métodos para procesar imágenes binarias basado en formas. En estas el valor de un pixel está determinado por el valor de sus pixeles vecinos y el de sí mismo. Se tienen dos operaciones morfológicas: la dilatación y la erosión que respectivamente pueden adicionar o remover pixeles sobre los límites del objeto, en este caso se hace uso de las dos [66].

Como se observa en la Figura 6.16, debido a que las marcas colocadas en los tubos tienen formas rectangulares, es posible identificarlas fácilmente aplicando la transformada de ganancia o pérdida (HIT-OR-MISS). Esta tiene la sintaxis *bwhitmiss* (*BW1*, *Intervalo*), donde el primer argumento corresponde a la matriz lógica de la imagen y el segundo a una matriz que puede contener tres valores: 1, 0 o -1; esta operación preserva aquellos pixeles que coincidan con la forma determinada por la matriz [67].



Figura 6.16 Aplicación transformada de ganancia o pérdida  
Fuente: Propia.



Para definir la matriz, se determina en algunas imágenes aleatorias cuál es el tamaño en pixeles de las marcas en los tubos, teniendo como resultado que estos son en promedio de 13\*11 pixeles.

### 6.1.2.3 Extracción de características

Para identificar los objetos presentes en la imagen se utiliza la función *bwlabeln* que etiqueta, es decir, asigna un valor mayor que cero a cada uno de los objetos encontrados. A continuación, para extraer las características de los mismos se emplea la función *regionprops* que entrega por defecto tres propiedades para cada uno de los objetos, estas son: área (número de pixeles en la región), *centroid* (centro de masa de la región) y *BoundingBox* (rectángulo más pequeño que contiene la región). Finalmente para observarlos se utiliza la función *label2rgb* que convierte la imagen ingresada en su argumento en una de tipo RGB. Lo anterior se observa en la Figura 6.17, donde tras aplicar la transformada de ganancia o pérdida y etiquetar cada uno de los elementos, se decide mostrarlos en diferentes colores para identificarlos fácilmente.

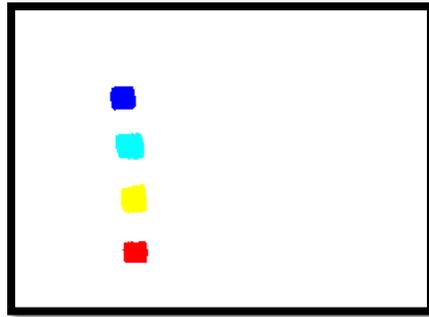


Figura 6.17 Objetos etiquetados empleando cuatro marcas  
Fuente: Propia.

Por último, la distancia entre objetos se calcula haciendo la resta entre los centros de masa de cada uno de ellos, sin embargo esta distancia está dada en pixeles, por lo tanto se necesita realizar la conversión a milímetros o un equivalente de la escala métrica, para esto se debe encontrar la relación pixel/mm.

La relación pixel a milímetro, se obtiene mediante la toma de una imagen a un objeto de dimensiones conocidas, al que se le calcula el número de pixeles que ocupa con la ayuda de MATLAB. Lo anterior considerando que la cámara web debe ser ubicada a la misma altura a la que será empleada posteriormente.

## 6.2 CONTROL DE LAS VALVULAS DEL MECANISMO EXOESQUELETO

El control de las válvulas se efectúa a través de un *phidget* conectado mediante USB al computador. Un Phidget es la representación física de un Widget (PHYSical widGET), en términos informáticos se puede decir que es posible tener diferentes controles como botones, slider, entre otros que posee una GUI, pero físicamente [68].

Básicamente el Phidget requiere de una tarjeta la cual tiene entradas para puertos analógicos y digitales, así como salida de puertos digitales. Esta se conecta al computador a través del puerto USB y mediante un API se pueden programar las aplicaciones. La API se encuentra disponible para cualquier sistema operativo en la página oficial de Phidget [69].

Para el mecanismo exoesqueleto se utiliza un Phidget analógico presentado en la Figura 6.18, este tiene cuatro salidas (que corresponde a un canal de dos pines), cada una de estas produce un voltaje entre  $-10\text{v}$  y  $+10\text{v}$  [70], para la activación de la válvula solo se usaron dos de los canales disponibles.

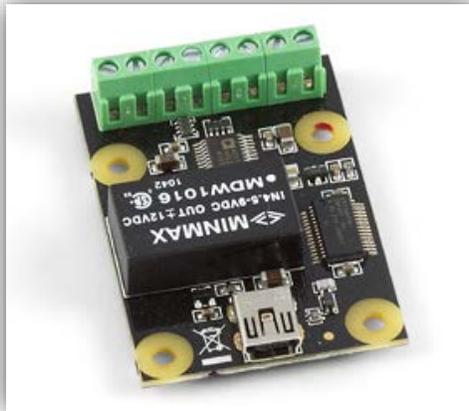


Figura 6.18 Phidget seleccionado  
Fuente: [69]

La aplicación se desarrolla en MATLAB, se compone de una clase llamada Phidget en la cual se cargan los métodos necesarios provistos por la API. Con estos se logra la conexión de la tarjeta con el computador y también se define qué pines actuarán como entrada y cuáles como salida.

Para la aplicación en cuestión se define los canales 0 y 1 como canales de salida, a los cuales les corresponden los pines 0,1, 2 y 3. La conexión de la tarjeta a las válvulas se realiza de la siguiente manera:

- Pin 0: Voltaje de entrada válvula 1.
- Pin 1: Tierra voltaje de entrada válvula 1.
- Pin 2: Voltaje de entrada válvula 2.
- Pin 3: Tierra voltaje de entrada válvula 2.

La clase Phidget presentada en la Figura 6.19 posee dos métodos:

**SetOutput:** Método que recibe un arreglo de cuatro parámetros designados por el usuario, estos corresponden al voltaje de salida que se desea y que posteriormente se provee a la tarjeta como un valor analógico. Aunque este método está desarrollado para recibir cuatro



parámetros, en la aplicación solo se hace uso de los dos primeros, correspondientes a los canales seleccionados para la válvula.

**SetOutPut0:** Método encargado de colocar en un voltaje nulo todas las salidas de la tarjeta Phidget.

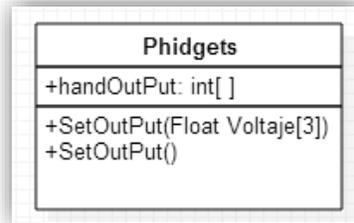


Figura 6.19 Clase Phidgets  
Fuente: Propia.

Es necesario para poder usar los métodos anteriormente descritos que se haga una instancia de la clase Phidget.

### 6.3 SOFTWARE DE SIMULACIÓN PARA EL MECANISMO EXOESQUELETO

Se realiza una aplicación en MATLAB en la que se simula el comportamiento del mecanismo exoesqueleto, permitiendo conocer en todo momento la posición y orientación de los eslabones y de los centros de rotación, esto se realiza con los parámetros de D-H hallados anteriormente.

Esta aplicación consta de una interfaz de usuario en la cual se puede visualizar e interactuar con el mecanismo exoesqueleto puesto sobre una mano. Mediante esta es posible conseguir movimientos de apertura, cierre, y lateralidad de los dedos, realizando los dos primeros con la ayuda del exoesqueleto.

Para ello se crea en primer lugar una clase llamada Exoeskeleton Hand, sus atributos y métodos se presentan en la Figura 6.20

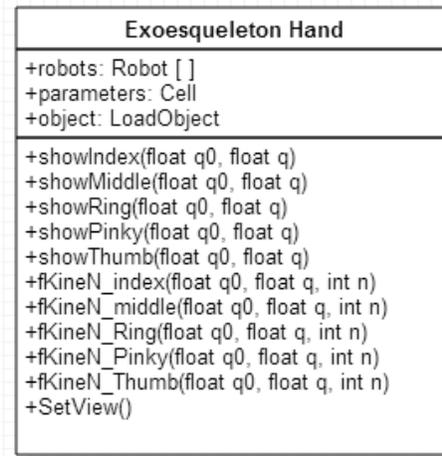


Figura 6.20 Clase Exoesqueleto Hand  
Fuente: Propia.

Para poder visualizar el mecanismo exoesqueleto es necesario cargar cada uno de sus componentes, con las clases anteriormente mencionadas.

Inicialmente se importa cada uno de los módulos correspondientes a los dedos, para ello es necesario por cada uno crear un archivo de configuración (*Config\_File*), en donde se especifique el número de grados de libertad, el tipo de articulación y los parámetros de D-H correspondientes.

Se debe realizar una instancia de la clase Robot por cada uno de los módulos, la cual recibe como argumento entrada el archivo de configuración mencionado anteriormente, de esta manera se crea cada uno de los objetos y es posible interactuar con ellos.

Como el mecanismo no solo está compuesto de los módulos de los dedos anteriormente descritos, es necesario cargar el resto de componentes del mismo, por ejemplo: la base, los cilindros, los soportes y las barras, esto se realiza mediante la instanciación de la clase LoadObject.

Cabe agregar que para poder cargar cada uno de estos elementos se han de exportar las piezas desarrolladas en Autodesk Inventor en formato stl.

Como se observa la clase también tiene un parámetro llamado *parameters* y es de tipo ArrayCell, siendo este un vector en donde cada uno de sus elementos puede ser de cualquier tipo. Este se utiliza para almacenar la relación de arcos, matrices de transformación, longitud de piezas, entre otras.

Los métodos pertenecientes a la clase son descritos a continuación:

**showIndex:** Es el método que permite mover el modulo correspondiente al dedo índice, el cual recibe como entrada dos argumentos  $q$  y  $q0$ . El primero corresponde al valor en grados que va a mover la primera guía circular para realizar los movimientos de flexión y extensión.



Como se ha mencionado a lo largo del documento la segunda guía se mueve en relación con la primera por lo cual para esta no es necesario especificar el valor de grados que se desea mover.

Como segundo argumento se tiene el número de grados que va rotar el módulo para generar los movimientos de lateralidad de los dedos.

Este método también es el encargado de simular el accionamiento del cilindro y de mover el sistema de barras, dependiendo del valor que tomen los parámetros  $\alpha$ ,  $\beta$ , y  $\gamma$ .

Cabe agregar que este implementa el método showRobot de la clase Robot.

**showMiddle:** Es el método que permite mover el módulo correspondiente al dedo corazón, realiza las mismas acciones que las descritas en el método showIndex.

**showRing:** Es el método que permite mover el módulo correspondiente al dedo anular, realiza las mismas acciones que las descritas en el método showIndex.

**showPinky:** Es el método que permite mover el módulo correspondiente al dedo meñique, realiza las mismas acciones que las descritas en el método showIndex.

**showThumb:** Es el método que permite mover el módulo correspondiente al pulgar, realiza las mismas acciones que las descritas en el método showIndex.

**fKineN\_index:** Método correspondiente al dedo índice, este recibe tres argumentos de entrada ( $q$ ,  $q0$  y  $n$ ), en donde  $q$  corresponde al valor en grados que se desplaza la primera guía circular para movimientos de extensión y flexión,  $q0$  el valor en grados para movimientos de lateralidad, y  $n$  corresponde al número de la articulación. Este método retorna el modelo geométrico directo de la articulación  $n$  en la posición  $q$  y  $q0$ . Además, se utiliza para determinar el valor de los parámetros  $\alpha$ ,  $\beta$ , y  $\gamma$ , expuestos en el apartado 4.2.3.4. Cabe agregar que utiliza el método fKineN de la clase Robot.

**fKineN\_middle:** Método correspondiente al dedo corazón, realiza las mismas acciones que las descritas en fKineN\_index pero para el dedo en cuestión.

**fKineN\_ring:** Método correspondiente al dedo anular, realiza las mismas acciones que las descritas en fKineN\_index pero para el dedo en cuestión.

**fKineN\_pinky:** Método correspondiente al dedo meñique, realiza las mismas acciones que las descritas en fKineN\_index pero para el dedo en cuestión.

**fKineN\_thumb:** Método correspondiente al pulgar, realiza las mismas acciones que las descritas en fKineN\_index pero para el dedo en cuestión.

**SetView:** Método que permite ajustar la vista inicial al desplegar el mecanismo.

En segundo lugar es necesario visualizar la mano por lo cual se crea una clase llamada Left Human Hand que posee los parámetros y métodos descritos en la Figura 6.21

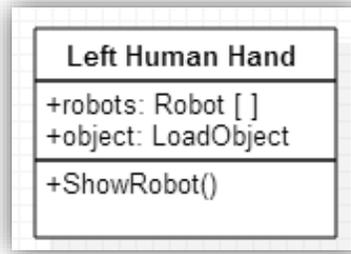


Figura 6.21. Clase Left Human Hand  
Fuente: Propia.

Al igual que con la clase anterior, se debe realizar una instancia de la clase Robot por cada dedo y cargar en cada una de ellas el archivo de configuración.

También posee componentes no móviles como lo es la palma, para la cual se utiliza la clase **LoadObject**.

Se utiliza el método **showRobot** directamente para mover cada una de sus articulaciones de la mano. Igualmente, cuenta con el método `setView` para ajustar la vista.

Y por último, en la interfaz de usuario se tienen dos botones: abrir y cerrar, como su nombre lo indica se utilizan para la apertura y cierre del dispositivo en sus valores máximos.

Como inicialmente al desplegar la mano esta se encuentra abierta, el botón de abierto se encuentra deshabilitado, cuando la mano está completamente cerrada se habilita el botón para abrirla y se deshabilita el botón de cerrar.

Así mismo, la apertura y cierre de la mano se puede realizar de una manera más personalizada a través de un slider, en el cual variando el valor del slider, la mano se va cerrando o abriendo según sea el caso.

Como el mecanismo no solo posee los movimientos ya nombrados sino que además puede realizar movimientos de lateralidad, en la interfaz se encuentra un slider que permite hacer esto, igualmente de forma personalizada. En la interfaz es necesario instanciar tanto el exoesqueleto como la mano.

En la Figura 6.22 se observa la interfaz de usuario desarrollada, con los botones anteriormente descritos y el exoesqueleto junto con la mano.

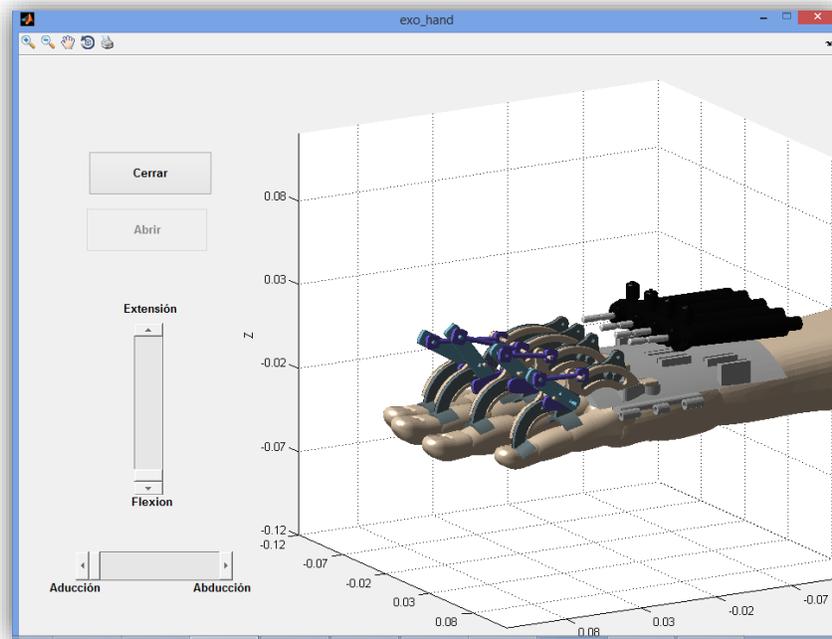


Figura 6.22 Interfaz de Usuario  
Fuente: Propia.



## 7. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

En el presente trabajo de grado se desarrollan dos mecanismo neumáticos que promueven la recuperación de la movilidad de la mano en pacientes que han sufrido un ACV, denominados mecanismo termoretráctil y mecanismo exoesqueleto; en donde el primero es enfocado para un inicio precoz del programa de rehabilitación, es ergonómico, y en contraste con otros dispositivos desarrollados para la rehabilitación de mano, como los presentados en el estado del arte, este puede emplearse en pacientes que aún se encuentren en cama, además por su sencillez no requiere esfuerzo innecesario por parte del paciente ni la inversión de un tiempo considerable en su colocación.

El segundo mecanismo, tiene como innovación su adaptabilidad a la posición y orientación de cada uno de los dedos de la mano, debido a que la unión de cada uno de los módulos de los dedos no es fija a la base del mecanismo y al poseer topes en los costados, permite y al mismo tiempo limita el movimiento lateral de los dedos, razón por la cual no perjudica al paciente, esta característica brindar libertad y comodidad al usuario.

También la unión elástica empleada entre el módulo de cada dedo con su actuador lineal, además de proporcionar el movimiento de lateralidad permite ubicar los actuadores sin que estos deban estar alineados a cada uno de los dedos, es decir, que aunque exista un grado de inclinación entre ambos, no se perjudica el movimiento de apertura y cierre generado por la dos guías circulares y el sistema de tres barras articuladas que componen el módulo de cada uno de los dedos.

Cabe destacar que la gran mayoría de mecanismos presentados en el estado del arte emplean actuadores eléctricos, mientras que los expuestos en el presente trabajo de grado cuentan con actuadores neumáticos, característica que les proporciona mayor seguridad a los usuarios.

En el mecanismo exoesqueleto se encontró que el rango de movimiento presentado es lo suficiente para lograr que la persona que lo lleve puesto consiga asir con su propia mano determinados objetos y pueda trasportarlos. Igualmente este dispositivo permite la apertura completa y cierre parcial de la mano, además de ejecutar estas tareas de una manera natural y cómoda, cumpliendo por lo tanto con los objetivos por los cuales fue desarrollado el dispositivo.

Al poseer la característica de modularidad y ergonomía, el mecanismo exoesqueleto y el mecanismo termoretráctil pueden ser útiles en casos en los que se requiera realizar la terapia en solo algunos dedos de la mano afectada y no en todos, para lo cual se implementaron las correspondientes rutinas en MATLAB, que además brindan diferentes niveles de asistencia.



Se comprueba que el movimiento generado por las fundas termoretráctiles corresponde a la apertura simultanea de las tres articulaciones de los dedos, siendo por tanto posible implementar con ellas un sistema para la extensión de los mismos.

Los dos mecanismos expuestos en el presente proyecto son útiles para un programa de rehabilitación debido a que permiten realizar movimientos pasivos, activos asistidos, activos, contra gravedad y contra fuerza, siendo estos los movimientos típicos para la rehabilitación y recuperación de la función motora de la mano.

Debido a que ninguno de los dos mecanismos tiene contacto con la parte palmar de la mano, estos pueden ser utilizados sin perjudicar la neurorehabilitación del paciente. Si se llegara a tocar esta, se estaría generando un reflejo involuntario correspondiente al cierre de la mano y por lo tanto se estaría reeducando incorrectamente al paciente.

Para acreditar completamente la funcionalidad y asistencia que pueden ofrecer los mecanismos es necesario realizar diferentes pruebas en personas sanas, para posteriormente realizar una evaluación de este en pacientes que tengan la mano afectada, comprobando así si los beneficia en su recuperación y en su independencia para realizar actividades cotidianas o no.

Para mejorar la ergonomía del mecanismo exoesqueleto se propone modificar la forma de asegurarlo a las falanges. Debido a que esto se hace actualmente con cintas de sujeción lo cual toma un mayor tiempo, se propone hacer ésta usando clips magnetizados, los cuales harían más fácil esta labor, logrando así que el mecanismo se acople mucho mejor a las falanges de los dedos y se invierta un menor tiempo en colocarlo.

Se propone reemplazar las fundas termoretráctiles por músculos neumáticos, debido a que estos pueden generar una mayor fuerza y por tanto el mecanismo podría ser utilizado en pacientes con un grado de espasticidad mayor.

Se sugiere también modificar el sistema de accionamiento del mecanismo exoesqueleto para así aprovechar la característica de modularidad que este posee, pudiendo ser este el usado para el termoretráctil.

En general, para los dos mecanismos se propone implementar software y sensores que permitan realizar un control sobre la evolución de los pacientes, así como mejorar los ya creados en MATLAB con el fin de lograr controlar con este los dos mecanismos.

Además, se propone fabricar los mecanismos diseñados en un material más resistente y preciso para que la funcionalidad y comportamiento de estos pueda ser evaluada de una mejor manera. Igualmente utilizar espuma viscoelástica, también conocida como *memory foam*, en la zona donde se tiene contacto con los usuarios para no incomodarlos.



## REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- [1] P. A. Heidenreich, J. G. Trogon, O. A. Khavjou, J. Butler, K. Dracup y M. D. Ezekowitz, «Forecasting the future of cardiovascular disease in the United States: a policy statement from the American Heart Association,» *Circulation*, pp. 933-944, 2011.
- [2] D. Mozaffarian, V. L. Roger, E. J. Benjamin y J. D. Berry, «Heart disease and stroke statistics—2013 update: a report from the American Heart Association,» *Circulation*, pp. e000-e000, 2013.
- [3] M. G. Fernández Gómez y A. González Hernández, «Cuadros depresivos en la fase aguda del ictus isquémico.¿ Una reacción de duelo?.,» *Revista de la Asociación Española de Neuropsiquiatría*, vol. 29, nº 104, pp. 371-381, 2009.
- [4] G. d. T. d. I. G. d. P. C. p. e. m. d. p. c. I. e. A. Primaria, «Guía de Práctica Clínica para el manejo de pacientes con Ictus en Atención Primaria.,» Madrid, España, 2009.
- [5] C. Paixão Teixeira y L. D. Silva, «Las incapacidades físicas de pacientes con accidente vascular cerebral: acciones de enfermería,» *Enfermería Global*, vol. 8, nº 1, pp. 1-12, 2009.
- [6] G. Kwakkel, B. J. Kollen y H. I. Krebs, «Effects of Robot-Assisted Therapy on Upper Limb Recovery After Stroke: A Systematic Review,» *Neurorehabil Neural Repair*, vol. 22, pp. 111-121, 2008.
- [7] P. S. Lum, S. B. Godfrey, E. B. Brokaw y R. J. Holley, «Robotic Approaches for Rehabilitation,» *American Journal of Physical*, vol. 91, nº 11, pp. S242-S254, 2012.
- [8] C. Colome, A. Baldoví, S. Torromé y M. Navarro, «Efficacy of Armeo®Spring during the chronic phase of stroke.,» *NEUROLOGÍA*, 2012.
- [9] P. Heo, G. M. Gu, S.-j. Lee y K. Rhee, «Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering,» *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, vol. 13, nº 5, pp. 807-824, 2012.
- [10] «Indistinguible from MAGIC,» [En línea]. Available: [http://www.polyu.edu.hk/ife/corp/upload/docs/8\\_publication/KT\\_Eng\\_2012/05.html](http://www.polyu.edu.hk/ife/corp/upload/docs/8_publication/KT_Eng_2012/05.html). [Último acceso: 29 Octubre 2013].
- [11] 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, nº 4, pp. 391-399, 2011.



- [12] C. N. Schabowsky, S. B. Godfrey, R. J. Holley y P. S. Lum, «Development and pilot testing of HEXORR: Hand EXOskeleton Rehabilitation Robot,» *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 7, nº 36, 2010.
- [13] «Rehab-Robotics,» [En línea]. Available: <http://www.rehab-robotics.com/>. [Último acceso: 10 Junio 2014].
- [14] J. Stein, L. Bishop y G. Gillen, «A Pilot Study of Robotic-assisted exercise for hand weakness after stroke,» *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on*, pp. 1-4, 2011.
- [15] C. Mulè, M. Caimmi, P. Bianchi y G. Taveggia, «Applicabilità di un dispositivo CPM per la mano in pazientiaffetti da stroke: studio pilota multicentrico,» *39º Congresso Nazionale Reggio Calabria*, 2011.
- [16] «tyromotion,» [En línea]. Available: <http://tyromotion.com/new-approaches-in-handling-stroke-patients-with-amadeo/4720>. [Último acceso: 10 Agosto 2014].
- [17] «MedicalExpo,» [En línea]. Available: <http://news.medicaexpo.es/press/idrogenet/gloreha-estara-presente-congreso-neurologico-2013-italia-rehabilitacion-rehab-internacional-alemania-74722-160690.html>. [Último acceso: 8 Junio 2014].
- [18] J. A. Brizuela Mendoza, «Diseño de un Equipo Auxiliar en Terapias de Rehabilitación de Extremidades de Miembro Superior a Nivel de Dedos,» Cuernavaca, Morelos, México, 2010.
- [19] L. E. Camayo Gómez y D. R. Ramos Tovar, «Diseño y Simulación de una Mano Robot con Actuadores de Nitinol para Rehabilitación,» Popayán, Cauca, Colombia, 2012.
- [20] Y. Kadowaki, T. Noritsugu, M. Takaiwa y D. Sasaki, «Development of Soft Power-Assist Glove and Control,» *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol. 23, nº 2, pp. 281-285, 2011.
- [21] M. D. Baker, M. K. McDonough, E. M. McDonough y M. Swift, «Orthotic hand-assistive exoskeleton,» en *Bioengineering Conference (NEBEC), 2011 IEEE 37th Annual Northeast*, pp. 1-2, 2011.
- [22] A. I. Kapandji y I. A. Kapandji, *Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica articular. Hombro, codo, pronosupinacion, muñeca, mano. 1*, Madrid, España: Médica Panamericana, 2006.
- [23] F. H. Netter, *Netter-Atlas de Anatomia Humana*, Brasil: Elsevier, 2008.
- [24] L. M. López Doménech, «Dispositivo Robótico para el Control de Falanges Durante la Rehabilitación Mediante FNP,» Elche, España, 2009.



- [25] N. Palastaga y S. Roger, *Anatomía y Movimiento Humano (Spanish Edition)*, Barcelona : Paidotribo, 2010.
- [26] «Grupo de Estudio de Enfermedades Cerebrovasculares de la SEN,» [En línea]. Available: <http://www.ictussen.org/?q=node/90>. [Último acceso: 6 Septiembre 2014].
- [27] J. J. Zarranz, *Neurología*, España: Elsevier, 2013.
- [28] E. Fernández Gómez, A. Ruiz Sancho y G. Sánchez Márquez, «Tratamiento de la extremidad superior en la hemiplejía desde Terapia Ocupacional,» *Rev Elect Terapia Ocup Galicia*, vol. 11, pp. 1-24, 2010.
- [29] F. Vivancos Matellano, S. I. Pascual Pascual, I. Miguel Rodríguez y M. C. Miguel León, «Guía del tratamiento integral de la espasticidad,» *Rev Neurol*, vol. 45, nº 6, pp. 365-375, 2007.
- [30] S. A. Maulden, J. Gassaway, R. J. Smout y G. DeJong, «Timing of initiation of rehabilitation after stroke,» *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 86, nº 12, pp. 34-40, 2005.
- [31] J. A. Egido y E. Díez-Tejedor, *Después del Ictus, Guía práctica para el paciente y sus cuidadores*, Barcelona: Grupo de Estudio de las Enfermedades Cerebrovasculares de la Sociedad Española de Neurología, 2003.
- [32] J. F. Krusen y F. J. Kottke, *Medicina Física y Rehabilitación*, Barcelona: Panamericana, 2006.
- [33] W. R. Frontera, *Delisa's Physical Medicine and Rehabilitation: Principles and Practice*, Lippincott Raven, 2010.
- [34] M. Cabello y M. Sanchez, *Instalaciones eléctricas interiores*, S.A. EDITEX, 2014.
- [35] «XB COMPONENTS,» [En línea]. Available: <http://www.xbcomponents.com/es/>. [Último acceso: 1 Marzo 2014].
- [36] J. Quipusco Escobedo, «PROYECTO TECNICO ECONOMICO PARA LA,» Lima, Peru, 2004.
- [37] «RS,» [En línea]. Available: [http://es.rs-online.com/web/?cm\\_mmc=ES-PPC-0914-\\_-google-\\_-0\\_RS-Brand-Campana-Corporativa\\_2-\\_-Brand\\_1\\_Exact\\_rs:-%24\\_E&gclid=CIGLy\\_uWksICFaTm7Aod8EgA3g](http://es.rs-online.com/web/?cm_mmc=ES-PPC-0914-_-google-_-0_RS-Brand-Campana-Corporativa_2-_-Brand_1_Exact_rs:-%24_E&gclid=CIGLy_uWksICFaTm7Aod8EgA3g). [Último acceso: 1 Marzo 2014].
- [38] «#M,» [En línea]. Available: <http://www.3mdirecto.es/?gclid=CM6brZiXksICFU6WtAoduxQAow>. [Último acceso: 1 Marzo 2014].
- [39] «DIOTRONIC,» [En línea]. Available: <http://www.diotronic.com/>. [Último acceso: 1 Marzo 2014].



- [40] «TE connectivity,» [En línea]. Available: <http://www.te.com/en/home.html#1>. [Último acceso: 1 Marzo 2014].
- [41] «HT Profesionales de la Medida,» [En línea]. Available: <http://www.htinstruments.es/>. [Último acceso: 1 Marzo 2014].
- [42] «RS,» [En línea]. Available: [http://es.rs-online.com/web/generalDisplay.html?id=Heatshrink-Help-Guide&cm\\_sp=promo-block--Heatshrink-Help-Guide--Landing](http://es.rs-online.com/web/generalDisplay.html?id=Heatshrink-Help-Guide&cm_sp=promo-block--Heatshrink-Help-Guide--Landing). [Último acceso: 1 Marzo 2014].
- [43] O. Binvignat, A. Almagià, P. Lizana y E. Olave, «Aspectos Biométricos de la Mano de Individuos Chilenos,» *SCIELO*, vol. 30, nº 2, pp. 599-606, 2012.
- [44] «Makerbot,» [En línea]. Available: <https://store.makerbot.com/replicator2>. [Último acceso: 15 Marzo 2014].
- [45] «LEAP MOTION,» [En línea]. Available: [https://developer.leapmotion.com/documentation/java/supplements/Leap\\_Visualizer.html](https://developer.leapmotion.com/documentation/java/supplements/Leap_Visualizer.html). [Último acceso: 1 junio 2014].
- [46] «BLOG LEAP MOTION,» [En línea]. Available: <http://blog.leapmotion.com/rethinking-menu-design-in-the-natural-interface-wild-west/>. [Último acceso: 14 Mayo 2014].
- [47] E. Merchán Cruz , L. Hernández Gómez. y G. Urriolagoitia Calderón, «Rango de movilidad y función descriptiva del dedo índice,» *redalyc*, vol. 11, nº 4, pp. 177-188, 2007.
- [48] A. Poveda , A. Jelenkovic, C. Susanne y E. Rebato, «Contribución genética y ambiental en la estatura, peso, IMC y circunferencias,» *Revista Española de ANTROPOLOGÍA FÍSICA*, vol. 29, pp. 23-31, 2009.
- [49] E. M. Sintjago, S. Matamala, S. Giglio y T. Canelo, «Estudio preliminar de evaluación nutricional antropométrica,» *Dialnet*, vol. 30, pp. 89-96, 2013.
- [50] s. A. Timeus Salvato, . R. Gerson, H. Montañez Ramírez y . H. Olivares M, «Implicaciones de la obesidad en la respuesta al,» *medigraphic*, vol. 54, nº 4, pp. 197-200, 2009.
- [51] G. Zong, X. Pei, J. Yu y S. Bi, «Classification and type synthesis of 1-DOF remote center of motion mechanisms,» *Mechanism and Machine Theory*, vol. 43, nº 12, pp. 1585-1595, 2008.
- [52] B. Niku, *Introduction to Robotics: Analysis, Control, Applications*, Wiley, 2010.
- [53] R. Morales, F. J. Badesa, N. Garcia-Aracil y J. M. Sabater, «Pneumatic robotic systems for upper limb rehabilitation.,» *Medical & biological engineering & computing*, vol. 49, nº 10, pp. 1145-1156, 2011.



- [54] «festo.es,» [En línea]. Available: [http://www.festo.com/net/es\\_es/SupportPortal/default.aspx?q=MPPEs-3-1%2f8-6-010](http://www.festo.com/net/es_es/SupportPortal/default.aspx?q=MPPEs-3-1%2f8-6-010). [Último acceso: 30 Marzo 2014].
- [55] «farnell,» [En línea]. Available: <http://www.farnell.com/datasheets/1669961.pdf>. [Último acceso: 1 Abril 2014].
- [56] «SMC,» [En línea]. Available: [http://content.smcetech.com/pdf/VDW\\_B\\_ES.pdf](http://content.smcetech.com/pdf/VDW_B_ES.pdf). [Último acceso: 10 Abril 2014].
- [57] «Arduino,» [En línea]. Available: <http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardUno>. [Último acceso: 30 Abril 2014].
- [58] «Arduino,» [En línea]. Available: <http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardMega2560>. [Último acceso: 30 Abril 2014].
- [59] «Arduino,» [En línea]. Available: <http://arduino.cc/en/pmwiki.php?n=Guide/HomePage>. [Último acceso: 30 Abril 2014].
- [60] «MATLAB CENTRAL,» [En línea]. Available: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/32374-matlab-support-for-arduino--aka-arduinoio-package->. [Último acceso: 30 Abril 2014].
- [61] «BarnesGroupSPAIN,» [En línea]. Available: <http://www.bgespana.com/p/119/muelles-de-extension-traccion-en-acero-inoxidable/>. [Último acceso: 2014 Junio 26].
- [62] «Festo Catalogo Actuadores,» [En línea]. Available: [http://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/17218/Standardantriebe\\_es.pdf](http://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/17218/Standardantriebe_es.pdf). [Último acceso: 11 Marzo 2014].
- [63] «Festo,» [En línea]. Available: [http://www.festo.com/cat/es\\_es/data/doc\\_es/PDF/ES/MPPE-MPPES\\_ES.PDF](http://www.festo.com/cat/es_es/data/doc_es/PDF/ES/MPPE-MPPES_ES.PDF). [Último acceso: 26 Marzo 2014].
- [64] E. A. Sobrado Malpartida, «Sistema de visión artificial para el reconocimiento y manipulación de objetos utilizando un brazo robot,» Lima, Peru, 2003.
- [65] E. García Santillán, «Detección y clasificación de objetos dentro,» México D.F., México, 2008.
- [66] «Reconocimiento de objetos mediante WebCam en tiempo real,» Valencia, España, 2013.
- [67] «MathWorks,» [En línea]. Available: <http://www.mathworks.com/help/images/ref/bwhitmiss.html>. [Último acceso: 1 Junio 2014].
- [68] «Wikipedia,» [En línea]. Available: <http://en.wikipedia.org/wiki/Phidget>. [Último acceso: 12 Mayo 2014].



[69] «Phidgets Inc,» [En línea]. Available: [http://www.phidgets.com/old\\_drivers.php](http://www.phidgets.com/old_drivers.php). [Último acceso: 14 Mayo 2014].

[70] «Phidgets,» [En línea]. Available: [http://www.phidgets.com/products.php?product\\_id=1002](http://www.phidgets.com/products.php?product_id=1002). [Último acceso: 14 Mayo 2014].



## **ANEXO A. RECONOCIMIENTOS Y PUBLICACIONES**

### **ANEXO A.1 ARTICULOS PUBLICADOS**

# DISEÑO DE UN DISPOSITIVO NEUMÁTICO PARA REHABILITACION DE MANO MEDIANTE FUNDA TERMORETRACTIL.

Y. Narváez, O. A. Vivas, S. C. Enriquez  
Universidad del Cauca, yalenan@unicauca.edu.co

J. M. Sabater-Navarro, N. García, A. Martínez  
Universidad Miguel Hernández, j.sabater@umh.es.

## Resumen

*En este artículo se presenta el diseño y construcción de un dispositivo para rehabilitación de falanges que realiza la extensión pasiva de falanges de miembro superior en una persona con lesión motora debido a un lesión cerebrovascular. El accionamiento utilizado es de tipo neumático, formado por pequeño músculo neumático adaptable, de forma que se garantice la seguridad y un comportamiento compliance. Este accionamiento, además, permite la creación de diferentes secuencias de movimiento con los dedos, teniendo así como característica adicional la modularidad puesto que estos pueden seleccionarse indistintamente. Por las características del diseño este sistema es económicamente viable y cuenta con cinco grados de libertad activos, uno en cada dedo. Se muestra un primer experimento consistente en generar el movimiento de extensión de la falange a través de la inyección de aire en la funda termoretractil y se valora mediante la obtención de la trayectoria generada en cinco pacientes sanos. Finalmente se muestra la valoración del dispositivo tras comparar estos resultados con las trayectorias teóricas.*

**Palabras Clave:** rehabilitación robótica, accidente cerebrovascular, neumática.

## 1 INTRODUCCION

El envejecimiento de la población mundial es un hecho notorio en las últimas décadas. El número de personas con una edad igual o mayor a 60 años se ha duplicado desde 1980 [9], este hecho además de proporcionar conclusiones satisfactorias como el mejoramiento de la salud en las personas, trae consigo retos en diferentes áreas científicas. En medicina, la incidencia de algunas enfermedades y, en concreto, las de tipo cerebrovascular entre las que se destaca el accidente cerebrovascular (ACV) aumentan proporcionalmente con la edad [8]. El

ACV es una enfermedad crónica de carácter sobrevenido la cual adquiere gran relevancia para la salud pública por la complejidad de sus secuelas además de sus múltiples repercusiones en el plano familiar, sanitario, social y económico.

Así, por ejemplo, en el mundo cada 40 segundos alguien sufre un accidente cerebrovascular [6], esto trae consigo secuelas, entre las secuelas cabe destacar algún tipo de hemiparesia, que se expresa en inconvenientes para el desarrollo de algunas actividades [3]. Una de las principales secuelas de un ACV es la limitación del movimiento del miembro superior, que involucra brazo, codo, muñeca y mano siendo esta última el instrumento que permite realizar actividades propias del ser humano proporcionándole una calidad de vida satisfactoria, razón por la cual es de vital importancia su rehabilitación. Para esto, existe la posibilidad de realizar terapia convencional que a menudo involucra movimientos repetitivos [1] y que por lo general es poco motivadora para los pacientes y tediosa para los profesionales, una alternativa adicional que puede reducir la carga de trabajo de los profesionales y representar beneficios para los pacientes entre los que se destaca control preciso en la evolución de su tratamiento implica la utilización de robots, que hasta el momento ha tenido resultados satisfactorios [7].

Algunos robots de rehabilitación de mano desarrollados hasta el momento son: HEXXOR, que consta de dos módulos que permiten controlar por separado los movimientos de los dedos y el pulgar, se adapta a diferentes tamaños de mano y brinda asistencia de fuerza de acuerdo a las necesidades del paciente [11], también existen dispositivos de tipo guante, como el GLOREHA que deja la palma totalmente libre, tiene poco peso y cuenta con un software que permite la representación en 3D de los movimientos realizados [2]. Otros dispositivos como el Hand of Hope (HOH) permiten la auto iniciación del movimiento a través de señales electromiográficas (EMG) y ofrece la simulación diferentes actividades cotidianas [10]. Finalmente, el AMADEO brinda diferentes niveles de resistencias

de flexión y extensión de cada dedo, a la vez que mide los rangos de movimiento [12].

Otros estudios demuestran la viabilidad en la utilización de músculos neumáticos para la construcción de mecanismos de asistencia humana mediante la construcción de dispositivos tipo guante que permiten la realización de agarre esférico, cilíndrico, fino, entre otros [4]. Razón por la que en este artículo se expone el diseño y construcción de un dispositivo para rehabilitación de mano que permite la apertura de ésta usando una funda termoretractil que actúa de manera similar a un músculo neumático en cada uno de los dedos.

## 2 MATERIALES Y METODOS.

### 2.1 Diseño del sistema modular:

El mecanismo diseñado es básicamente un músculo neumático adaptable. Cada módulo consta de un interior flexible y una carcasa semirígida que permite modular el movimiento producido por el incremento de la presión anterior. El movimiento en cada uno de los dedos se genera una vez se inyecta aire en un globo ubicado al interior de la carcasa, tal como se muestra en la figura 1. En este primer prototipo las carcasas se construyeron utilizando termoretractil para cables electrónicos, y modificando el termoretractil en las articulaciones.

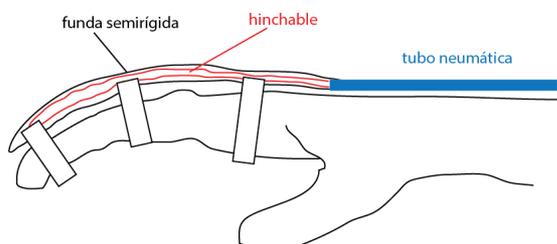


Figura 1. Esquema del mecanismo.

La principal característica es la modularidad del sistema, de forma que se han diseñado diferentes módulos de diferentes tamaños. En función de la terapia definida para cada paciente, se colocarán tantos módulos como sean necesarios. En la figura 2 se muestra como ejemplo un módulo grande adaptado al dedo índice de un paciente sano.

La funda termoretractil se adhiere a los dedos de tal forma que tiene contacto con estos en las falange distal y proximal, también presenta un contacto en la parte dorsal de la mano tal como se observa en la figura. De esta forma se consigue que la estimulación sea dorsal, liberando la palma de la mano de cualquier estímulo táctil. Esto es de especial importancia en la rehabilitación neuronal, debido a que los estímulos recibidos deben estar en concordancia con los movimientos producidos.



Figura 2. Posición inicial y final del dedo.

El sistema diseñado consta de los siguientes materiales:

- 1 única válvula proporcional reguladora de presión MPPES-3-1/8-6-010 que entrega una presión máxima de 6 bares relacionados linealmente con una entrada de 0-10 voltios,
- 5 amplificador operacional UA741CP encargado de elevar el valor de tensión del pin PWM
- 5 relés de estado sólido G3R-ODX02SN-UTU que permiten el accionamiento de las válvulas 2/2
- 5 válvulas 2/2, encargadas de individualizar la presión en cada módulo.
- 1 tarjeta Arduino Uno encargada del control de las válvulas y equipo electrónico.

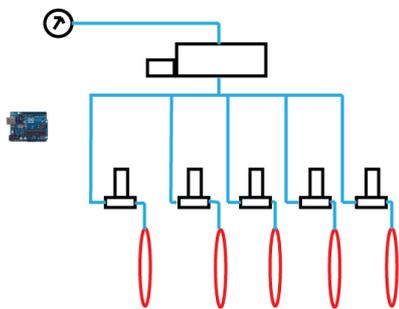


Figura 3. Esquema de conexiones neumáticas.

Para la definición y control de la terapia se ha diseñado una interfaz de usuario amigable bajo Matlab®. Esta interfaz (figura 4) permite controlar hasta 5 módulos, de forma que se puede armar un sistema de 5 grados de libertad, uno para cada dedo.

Por otro lado, la interfaz desarrollada permite al usuario una interacción sencilla y amigable. En esta primero se establece la conexión entre Matlab® y la tarjeta arduino, que requiere la instalación de los drivers y el entorno integrado de desarrollo (IDE), al igual que la instalación de la librería Arduino IO que permite comandar la tarjeta desde Matlab® [5]. Finalmente el usuario selecciona si desea iniciar nuevamente el proceso o finalizarlo, en el segundo caso se da por terminada la conexión.

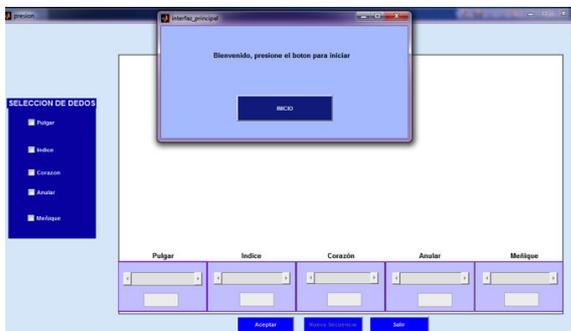


Figura 4. Interfaz de usuario para control de los módulos.

Mediante esta interfaz se establece también el orden con el que son accionadas las electroválvulas, este obliga a activar primero aquellas a las que se les ha asignado un mayor valor de presión, ofreciendo así posibilidad de la creación diferentes secuencias en la apertura de los dedos al igual que la reducción de aire residual presente en los tubos.

Con objeto de optimizar las variaciones de presión que debe realizar la válvula servoproporcional, una vez programada la terapia y el nivel de presión que se solicita para cada módulo, el sistema de control obtiene una secuencia de accionamiento de las

electroválvulas 2/2 que se explica mediante la figura 5.

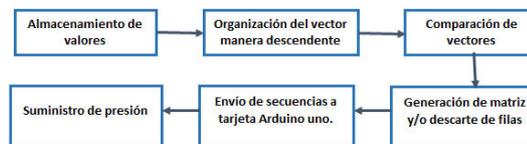


Figura 5: Diagrama de secuencias del accionamiento de las electroválvulas.

En el primer bloque el valor de presión ingresado a cada dedo se almacena en un vector genérico:

$$P = [A, B, C, D, E]$$

donde las entradas corresponden a los dedos pulgar a meñique respectivamente. Posteriormente en el segundo bloque este vector es ordenado de manera decreciente. El tercer bloque corresponde a la comparación de los vectores de salida de los anteriores bloques, con el fin de hallar aquellas posiciones en las que fueron ingresados los valores, colocando un uno (1) en estas y un cero (0) en las que no, formándose un nuevo vector por cada una de las componentes del vector original P. El cuarto bloque considera los casos en los que dos o más valores de presión seleccionados para cada dedo se repiten, pues se origina un duplicado de secuencias, de manera que es necesario descartar aquellos vectores repetidos antes de enviarlos a las salidas digitales de la tarjeta arduino en el quinto bloque. El sexto bloque permite el suministro de presión de manera gradual, a través del control de una válvula servoproporcional reguladora de presión que tiene una relación lineal entre el voltaje de entrada y la presión entregada. Esta válvula servo es controlada mediante una salida PWM de la tarjeta

El tiempo invertido en proveer a cada una de las fundas termoretractiles la presión asignada por el usuario es directamente proporcional a este valor, puesto que el incremento de presión con el que se consigue alcanzar la presión final es constante durante toda la secuencia.

## 2.2 Sistema de control de la posición:

Se diseñó en Autodesk Inventor un sistema que permitiera tanto el montaje de varios módulos (hasta 5 en una mano) y a la vez permitiera conocer el grado de desplazamiento que se había registrado. Para ello se montó una pieza rígida sobre el antebrazo del paciente. En esta pieza se colocan los tubos flexibles de neumática. Dado que estos tubos se desplazan proporcionalmente al incremento de presión que se produce en el interior de cada módulo, se optó por utilizar este desplazamiento como medida aproximada del ángulo girado por cada falange.

Con base en esto y las medidas tomadas en las muñecas de 4 usuarios, se diseña el siguiente mecanismo:

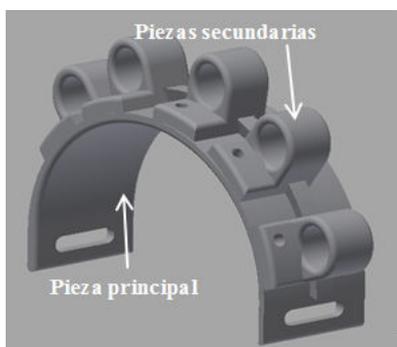


Figura 6: Mecanismo diseñado.

La pieza principal es ubicada fácilmente sobre el antebrazo del paciente y alberga las piezas secundarias cuya ubicación puede variar dentro de la pieza principal; estas piezas permiten el desplazamiento de los tubos, con lo que se tiene un sencillo sistema que permite manipular la orientación de cada uno de los tubos, dando libertad entre la separación de cada uno de los dedos.

### 2.3 Cuantificación del desplazamiento del dedo:

Se colocó una webcam solidaria a la pieza de la figura 6, de forma que captaba la posición de los tubos neumáticos. La figura 7 muestra la captura de la cámara cuando se habían colocado 4 módulos. La cuantificación del desplazamiento de cada uno de los dedos se realiza a través del desplazamiento del tubo utilizado en cada funda termoretractil, para esto se coloca una marca de color blanco, que fácilmente se distingue sobre el tubo; en seguida se hace uso de Matlab® para identificar el desplazamiento de las marcas y en consecuencia de los dedos.



Figura 7: desplazamiento de los tubos neumáticos

Los pasos seguidos para obtener el desplazamiento de las marcas son:

- Obtención de la imagen.
- Conversión a escala de grises.
- Determinación del umbral para obtener imagen binaria.
- Obtención de la imagen binaria.
- Eliminación del ruido aplicando transformada de ganancia o pérdida.

- Etiquetado de objetos.
- Extracción de características.

## 3. EXPERIMENTACION Y RESULTADOS:

Se utilizó un mecanismo que consta de un globo recubierto por un termoretractil en el dedo índice de 5 usuarios. Luego se aplicó una presión 3.6 bares de manera gradual, es decir con valores que se incrementaron linealmente durante aproximadamente 30 segundos, mientras esto se realizaba se les pidió a los usuarios que permanecieran en reposo y no opusieran ningún tipo de resistencia. Para obtener datos acerca de la trayectoria 3D seguida por el dedo se empleó el dispositivo LEAP motion que entrega la posición de este en cada momento en las tres dimensiones.

El montaje empleado constaba de un soporte sobre el cual el usuario colocaba su brazo, extendiéndolo de tal forma que el dedo se ubicaba a una altura de 25.5 cm respecto al LEAP, por la forma en la que se ubicó este dispositivo, la altura correspondía al eje y, el eje x apuntaba en dirección paralela del mismo y el eje z apunta hacia el usuario, razón por la cual el movimiento del dedo se registra en el plano YZ.

Luego se modela la trayectoria teórica del dedo índice al mover únicamente la articulación metacarpofalángica (MCP), esto corresponde a la trayectoria 1, luego las articulaciones interfalángica proximal (PIP) y la articulación MCP juntas (trayectoria 2), y finalmente las articulaciones MCP, PIP y DIP simultáneamente (trayectoria 3), con el fin de comparar los datos teóricos y los obtenidos mediante el Leap Motion.

La trayectoria obtenida en los cinco (5) usuarios y las trayectorias teóricas se muestran en la figura 7:

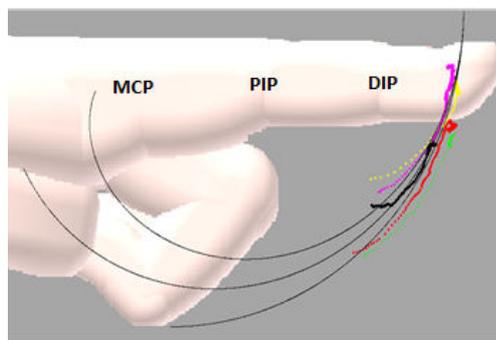


Figura 7. Trayectoria descrita por el dedo índice de 5 usuarios.

El cálculo de las trayectorias se realizó mediante las componentes horizontal y vertical del vector de

desplazamiento teniendo en cuenta el sentido del movimiento, a continuación se muestra el gráfico donde se presentan los tres tipos de trayectorias:

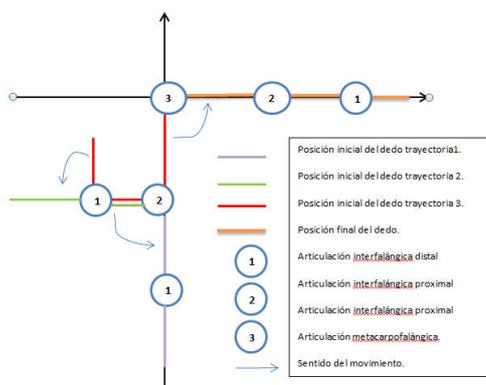


Figura 8. Trayectorias teóricas del movimiento de una falange.

Finalmente, se calculó el error cuadrático medio de cada uno de los usuarios con respecto a las trayectorias teóricas, y posteriormente el promedio de estos valores, los resultados obtenidos se muestran en la tabla 1:

Tabla 1: Error cuadrático medio.

Numero de usuario	Error trayectoria 1(mm)	Error trayectoria 2(mm)	Error trayectoria 3(mm)
Usuario 1	34.0844	31.1021	24.0905
Usuario 2	41.0481	38.5050	30.4005
Usuario 3	43.1618	41.2184	33.1276
Usuario 4	29.9187	28.0853	23.1525
Usuario 5	28.0047	25.6582	21.3166
Media:	35.2435	32.9138	26.4176

#### 4. DISCUSIÓN:

Los resultados obtenidos corroboran lo observado, es decir, que el termoretractil genera un movimiento correspondiente a la apertura de las tres articulaciones simultáneamente.

Los resultados también muestran un promedio alto de error cuadrático medio en comparación con el rango de movimiento graficado en los cinco pacientes, esto puede ser consecuencia de que la trayectoria descrita por la falange distal solo podía ser detectada por Leap Motion al final del movimiento y por lo tanto los puntos al inicio de la trayectoria, es decir, cuando el dedo inicia su apertura aportan un mayor error cuadrático medio.

El material empleado en el diseño aún debe ser mejorado, debido a que por características del termoretractil este tiene un diámetro mayor al que se necesita y por lo tanto es visiblemente grande para usuarios con manos pequeñas, también su diámetro de compresión (diámetro menor, obtenido al calentarlo) es mayor al diámetro del tubo empleado, razón por la que en el punto en que se unen el globo y el termoretractil, que es el mismo punto por donde entra el aire se pueden presentar fugas.

Respecto a la obtención de la trayectoria, como el inicio del movimiento del dedo no podía ser detectado, y debido a que el Leap Motion funciona con radiación infrarroja se presentó gran número de interferencias, así que sería mejor emplear otra tecnología para hacerlo.

#### Agradecimientos:

Este trabajo se ha realizado en el marco de colaboración entre la Universidad del Cauca (Colombia) y la Universidad Miguel Hernandez (España), en virtud del cual la autora principal ha realizado una estancia de 3 meses desarrollando este trabajo.

#### Referencias:

- [1] Bejarano, J. M. L., de la Torre, F. T., Rodríguez, J. Z., Rodríguez, I. L., & Canales, J. C. M. (2006). *Guía de buena práctica clínica en prevención del ictus*. International Marketing & Communication.
- [2] Borboni, A., Fausti, D., Mor, M., Vertuan, A., & Faglia, R. Un dispositivo CPM per la riabilitazione della mano.
- [3] Fernández Gómez, E., Ruiz Sancho, A., & Sánchez Márquez, G. (2010). Tratamiento de la extremidad superior en la hemiplejia desde Terapia Ocupacional. *Rev Elect Terapia Ocup Galicia*, (11).
- [4] In, H., Cho, K., Kim, K., & Lee, B. (2011, June). Jointless structure and under-actuation mechanism for compact hand exoskeleton. In *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference*.
- [5] Matlab Central, MATLAB Support Package for Arduino (aka ArduinoIO Package) recuperado el 28 de junio de 2014 de <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/32374-matlab-support-package-for-arduino--aka-arduinoio-package>
- [6] Mozaffarian D, Roger VL, Benjamin EJ, Berry

- JD, et al . Heart disease and stroke statistics—2013 update: a report from the American Heart Association . *Circulation* . 2013;127:e000-e000.
- [7] Newport, R. (2006). Ventajas de la rehabilitación asistida mediante robot en la recuperación de las funciones motriz y visuoespacial en pacientes en fase de recuperación de un accidente cerebrovascular. *Revista Española de Geriatria y Gerontología*, 41, 66-73.
- [8] Organización Mundial de la Salud(s.f), Enfermedades cardiovasculares, recuperado el 28 de junio de 2014 de <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/>
- [9] Organización Mundial de la Salud(s.f), *10 datos sobre el envejecimiento de la población*, recuperado el 28 de junio de 2014 de <http://www.who.int/features/factfiles/ageing/es/>
- [10] «Indistinguishable from MAGIC - Knowledge Transfer at PolyU». [En línea], recuperado el 26 de junio de 2014 de [http://www.polyu.edu.hk/ife/corp/upload/docs/8\\_publication/KT\\_Eng\\_2012/05.html](http://www.polyu.edu.hk/ife/corp/upload/docs/8_publication/KT_Eng_2012/05.html)
- [11] Schabowsky, C. N., Godfrey, S. B., Holley, R. J., & Lum, P. S. (2010). Development and pilot testing of HEXORR: hand EXOskeleton rehabilitation robot. *J Neuroeng Rehabil*, 7(36), 1-16.
- [12] Stein, J., Bishop, L., Gillen, G., & Helbok, R. (2011, June). A pilot study of robotic-assisted exercise for hand weakness after stroke. In *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on* (pp. 1-4). IEEE.

# SISTEMA ROBOTICO DE TIPO EXOESQUELETO PARA REHABILITACION DE LA MANO

S.C. Enriquez, Y. Narváez, O.A. Vivas  
Universidad del Cauca, scenriquez@unicauca.edu.co

J. Diez, F.J. Badesa, J.M. Sabater, N. Garcia-Aracil  
Neuroingeniería Biomédica  
Universidad Miguel Hernández de Elche, nicolas.garcia@umh.es

## Resumen

*El propósito de este artículo es describir el diseño, construcción y primera valoración de un dispositivo de tipo exoesqueleto para rehabilitación de mano en personas que hayan sufrido un Evento Cerebro-Vascular, en el cual la movilidad de la mano haya sido afectada, impidiendo la realización de actividades de la vida cotidiana. El dispositivo posee un grado de libertad activo en la articulación metacarpo falángica (MCP) y un grado de libertad pasivo en la articulación inter falángica distal (PIP) y en la articulación MCP por cada uno de los dedos, para que así el usuario pueda sujetar y transportar algunos elementos al igual que abrir y cerrar su mano de la manera más natural y cómoda, brindando además la mayor seguridad posible usando un sistema de actuación neumático.*

**Palabras Clave:** Exoesqueleto, Rehabilitación, Neumático.

## 1 INTRODUCCIÓN

Cada vez es mayor el riesgo de sufrir un Evento Cerebro-Vascular (ECV), y se proyecta un incremento considerable en la prevalencia de esta afección llegando a cifras que sobrepasarán los cuatro millones de casos para el 2030 con un incremento estimado del 24.9% de la prevalencia respecto a la actual [6]. Esto demuestra la importancia de programas de prevención, tratamiento y rehabilitación.

Según la Asociación Americana del Corazón (AHA por sus siglas en inglés), entre los sobrevivientes del ECV mayores de 65 años, el 50% de ellos quedan con algún tipo de parálisis y el 26% son dependientes en actividades de la vida diaria, convirtiéndose por lo tanto en una de las principales causas de discapacidad a largo plazo [12]. La enfermedad cerebro vascular afecta de manera considerable e impacta significativamente la calidad de vida de las

personas que logran sobrevivir, siendo las principales secuelas las de origen motor, donde se ven afectados grupos musculares que son importantes para la realización de tareas cotidianas destacándose el miembro superior, y en esencia la mano, como sistema efector de lo que nos caracteriza como especie. Es de suponer que cuando se pierde o se limita la función motora de la mano se pierde también una gran parte de la funcionalidad.

En el mercado se puede encontrar una gran oferta de dispositivos robóticos diseñados para asistir la terapia de rehabilitación del miembro superior, enfocándose en recuperar la movilidad de grupos osteomusculares como el codo y el hombro [1] [5] [8] [11] [18], pero como se señaló con anterioridad es importante ofrecer a estos pacientes la posibilidad de una terapia integral que posibilite la rehabilitación más completa del miembro superior, e incluya la función motora de la mano. No obstante, existen algunos pocos mecanismos que sí realizan esta como lo son el Hexxor desarrollado en la Universidad Católica de América [15], Amadeo creado en Austria por la compañía de ingeniería médica *Tyromotion* [16], y el Gloreha realizado por la empresa italiana *Idrogenet* en colaboración con la Universidad de Brescia, Italia [2], entre otros [14] [17]. Pero al hacer el balance entre el número de dispositivos de hombro y codo existente con el número de dispositivos de mano, la diferencia es notable.

Por lo tanto es pertinente enfocarse en la realización de un dispositivo robótico diseñado especialmente para terapias de rehabilitación de mano que le proporcione al paciente la capacidad de realizar movimientos de pinza, que le permita sujetar algunos elementos y realizar la apertura y cierre de esta. Por eso el principal objetivo del dispositivo tratado en este artículo es el de conducir la mano para realizar el movimiento adecuado, logrando la reeducación de esta.

## 2 DISEÑO DEL DISPOSITIVO

### 2.1 DEFINICIÓN

Se puede afirmar que la mano es uno de los miembros más vitales y complejos que posee el ser humano, anatómicamente hablando cada dedo de la mano está compuesto por tres falanges, en donde la falange proximal (FP) se articula con la falange media (FM) y esta con la falange distal (FD), conocidas también como 1°, 2° y 3° falange, a excepción del dedo pulgar que tan solo tiene dos falanges [3].

Cada uno de los dedos puede realizar movimientos de flexión y extensión en la articulación MCP, articulación PIP y en la articulación inter falángica proximal (DIP); y el pulgar en la articulación inter falángica (IP) y en la articulación MCP. Además, pueden realizar movimientos de abducción y aducción o movimientos de lateralidad, pero solo en la articulación MCP, tanto en el pulgar como en el resto de los dedos. El rango de flexión y extensión, aumenta progresivamente desde el dedo índice, hasta alcanzar el mayor nivel en el dedo meñique, estos valores se pueden observar en la tabla 1. [9]

En total los dedos y el pulgar tienen 21 grados de libertad y el brazo desde la muñeca hasta el hombro tienen sólo 7 grados de libertad [10], por lo cual es evidente apreciar la complejidad de la mano respecto a otras partes del cuerpo.

Por otro lado, gracias al desarrollo motor de la mano es posible realizar acciones de sujeción y transporte de elementos, a esto se le denomina *presión*, y es una de las principales funciones de la mano, que poseemos desde que nacemos, siendo en los primeros meses de vida un reflejo involuntario que controlamos y desarrollamos al crecer [4].

La presión puede clasificarse como “de precisión” o “de fuerza”, combinándose de formas distintas el pulgar y los dedos en cada una de ellas. En la presión de precisión el objeto que se desea sujetar suele ser pequeño, se ase entre los pulpejos de los dedos, que se ciñen al objeto y adaptan a su forma. En la presión de fuerza, en la que se requiere bastante

potencia, actúa toda la mano, existen dos tipos de agarre de potencia: presión palmar, en donde toda la mano se ase al objeto y el pulgar actúa de contrafuerte para los dedos que se ciñen entorno al objeto, y presión en gancho en donde el objeto se ase con firmeza entre la palma y los dedos flexionados, y el pulgar no ejerce tarea alguna. [13]

Con lo mencionado anteriormente se estableció para el diseño del dispositivo: que este debería estar enfocado en la función de presión de potencia, y que por lo tanto debería de contar con un grado de libertad activo en la articulación MCP y un grado de libertad pasivo en la articulación PIP, logrando así la apertura y cierre de la mano, y un grado de libertad pasivo en la articulación MCP, dándole más libertad a los dedos y permitiéndoles una ubicación más habitual, no solo brindándole la mayor comodidad al paciente sino también logrando mayor naturalidad en el movimiento, cumpliendo por lo tanto con la finalidad del desarrollo del dispositivo expuesta.

Además es necesario tener en cuenta que para realizar una correcta terapia de rehabilitación de mano es esencial dejar la zona palmar libre de cualquier elemento, para que el paciente pueda lograr sentir los elementos que sujeta, condición que se tuvo que tener en cuenta al momento de hacer el diseño asistido por computadora (CAD).

### 2.2 SELECCIÓN DE TECNOLOGÍA

Indagando sobre diferentes tecnologías usadas para dispositivos robóticos de tipo exoesqueleto para terapias de rehabilitación de mano [7] [10], existen distintas alternativas como el de tener enlaces rígidos en contacto directo con los dedos o exoesqueletos tipo guante, se optó por un mecanismo de centro virtual de movimiento (VCM).

Un mecanismo VCM es un mecanismo planar en el que uno de sus *enlaces* puede rotar alrededor de un punto fijo distal en el plano, sin existir una articulación de revolución en el punto fijo que los una [19].

La principal ventaja que presenta esta tecnología y cumpliendo con la definición anteriormente descrita,

Tabla 1: Rango de movimiento de las articulaciones de los dedos

	Articulación	Angulo Flexión(°)	Angulo Extensión(°)	Angulo Lateralidad(°)
Dedos	DIP	60-90	< 5	---
	PIP	90-135	---	---
	MCP	70-100	30-40	40-60
Pulgar	IP	75-80	5-10	---
	MCP	60-70	---	25-27
	CMC		120	45

es que no está en contacto directamente con la articulación MCP y PIP del paciente que lo esté usando (desempeñando estas el papel de punto fijo). Si lo estuvieran, sería imprescindible que el centro de rotación del dispositivo de tipo exoesqueleto construido coincidiera con las articulaciones del paciente que lo fuera usar, si esto no se cumpliera podría perjudicar seriamente al paciente.

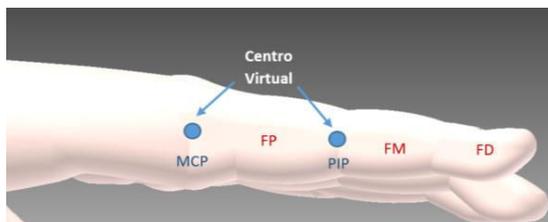


Figura 1: Ubicación de los centros virtuales.

Los centros virtuales de movimientos se ubicaron en la articulación MCP y PIP.

La articulación PIP es la que se encuentra ubicada entre la falange media y la falange proximal, en esta será la falange media quien rote alrededor del centro virtual establecido.

La articulación MCP es la que se encuentra ubicada entre la cabeza del metacarpo y la falange proximal, en esta será la falange proximal quien rote alrededor del centro virtual establecido.

Cabe resaltar que el movimiento en las articulaciones se debe realizar al mismo tiempo, siendo así el movimiento innato en una persona.

### 2.3 DISEÑO CAD

El sistema en sí consiste en una base que recubre la mano por la parte posterior o dorso (de manera que la zona palmar queda libre), de tal manera que sirve de plataforma para cada sub ensamble de cada uno de los dedos, siendo además lo suficientemente amplia para poder albergar el sistema de todos los dedos y de sus actuadores, sin existir ningún tipo de colisión entre estos.

El sistema de cada dedo está formado por guías circulares y un conjunto de palancas para lograr la transmisión del movimiento de la articulación MCP a la PIP, logrando el movimiento simultáneo en ambas. El tamaño de estas piezas se hizo de acuerdo al dedo que pertenecía. Con el objetivo de lograr movimientos laterales (de cada uno de los dedos), la sujeción de este a la base no es fija, si no que se hace a través de una pequeña base giratoria con topes a los costados para de esa manera limitar el movimiento.

Una ventaja de no tener fija la unión entre cada sub-ensamblaje de los dedos a la base, es que no es necesario que sus actuadores o cilindros estén alineados con cada uno de los dedos. En la mayoría de los exoesqueletos que se encuentran en el mercado, estos tienen que estar organizados de tal manera que coincidan con la posición del dedo al que pertenecen, existiendo una pequeña inclinación unos a otros y restringiendo a esa posición los dedos, además establecer su apropiada ubicación es una labor compleja. Por el contrario, el diseño planeado para el dispositivo a desarrollar permite que los actuadores estén ubicados paralelos uno de los otros, a excepción del que corresponde al dedo pulgar, sin afectar el correcto movimiento de la mano y dándole mayor libertad a la posición de los dedos, dado que no todos tenemos los dedos organizados de una manera idéntica (Figura 2).

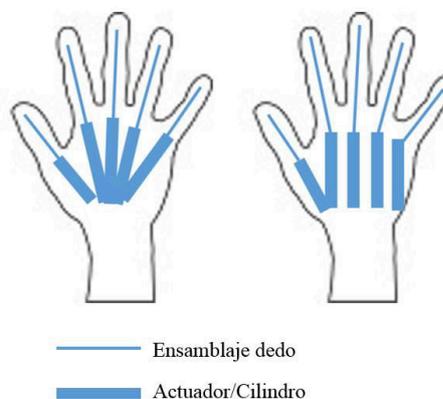


Figura 2: Posición habitual de actuadores en exoesqueletos (*izquierda*) y en el dispositivo desarrollado (*derecha*)

Después de tener definido el diseño CAD se fabrican las piezas para su posterior ensamblaje y construcción del prototipo (Figura 3).

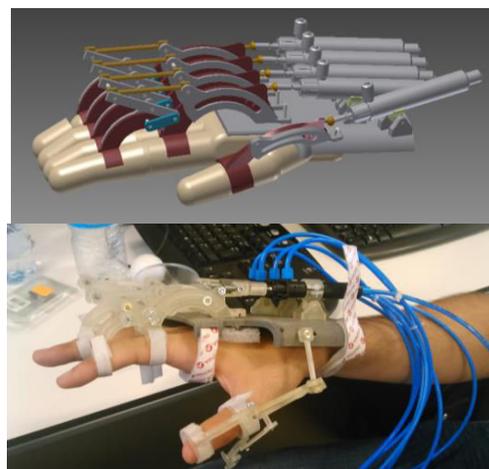


Figura 3: Diseño CAD y prototipo fabricado

Para asegurar el dispositivo a la palma se emplea velcro en la parte inicial de ésta y en la muñeca, la sujeción de los dedos se hace a través de piezas en forma de anillo y velcro en la falange proximal y media.

## 2.4 SISTEMA DE ACTUACIÓN

Puesto que es un dispositivo exoesqueleto que está en contacto con el usuario, un mal funcionamiento podría perjudicar al paciente razón por la que se prefirió un sistema de actuación neumático debido a la seguridad que este proporciona, siendo este uno de los factores más importantes a tener en cuenta.

Para el accionamiento del mecanismo se seleccionó un cilindro lineal neumático de doble efecto (Cilindro DFK-10-50-P de Festo) por cada dedo, dos válvulas reguladoras de presión (MPPES-3-1/8-10-010) (Figura 4). Debido a que al momento de accionar los cilindros estos realizaban el recorrido demasiado rápido provocando un movimiento brusco, se usaron estranguladores para disminuir el paso de aire y realizar el recorrido más lentamente.

Este sistema brinda seguridad ya que al comparar la rigidez del sistema con algún otro, éste, a pesar de proporcionar la fuerza suficiente para realizar el movimiento puede contrarrestarse si es el caso, ya que el aire es deformable, por lo que puede ser comprimido por el usuario, debido a que la válvula tiene una salida de escape de aire.

El control de las válvulas se efectúa a través de un *phidget* conectado mediante USB al ordenador, con un programa en MATLAB se determina el momento y el valor con las que estas se deben accionar (Figura 4).

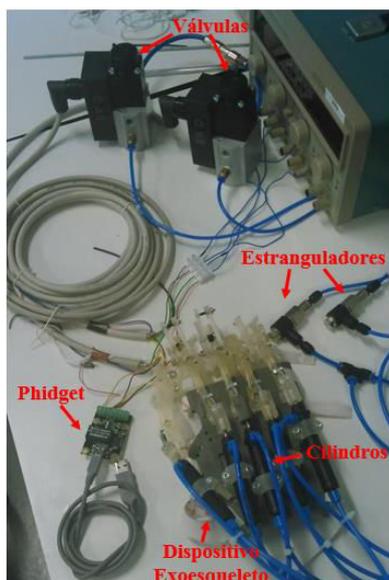


Figura 4: Sistema neumático de actuación.

El sistema de actuación está proyectado para que el movimiento de los dedos no se realice individualmente, si no que todos se abran o cierren a la vez.

## 3 CONSTRUCCION PROTOTIPO

Hasta el momento un primer prototipo del dispositivo se ha desarrollado y probado para todos los dedos. En este prototipo se pudo analizar el funcionamiento y comportamiento que este presentaba al efectuar el movimiento. Se alcanzaron aproximadamente  $58^\circ$  en el rango de movimiento para la articulación MCP y aproximadamente  $60^\circ$  de rango en el movimiento de la articulación PIP, concibiendo que estos rangos son suficientes para poder sujetar y transportar algunos elementos (Figura 5).

El accionamiento se realizó simultáneamente para todos los dedos, es decir todos ellos se cerraban y abrían al mismo tiempo.

Se debe tener en cuenta que para que la terapia de rehabilitación se realice de la mejor manera y el dispositivo exoesqueleto no perjudique a la persona que lo lleve puesto es necesario que las articulaciones de la mano del paciente estén alineadas con los centros virtuales establecidos en el exoesqueleto, esto se logra ajustando la base del dispositivo correctamente en la mano del paciente que lo lleve puesto.

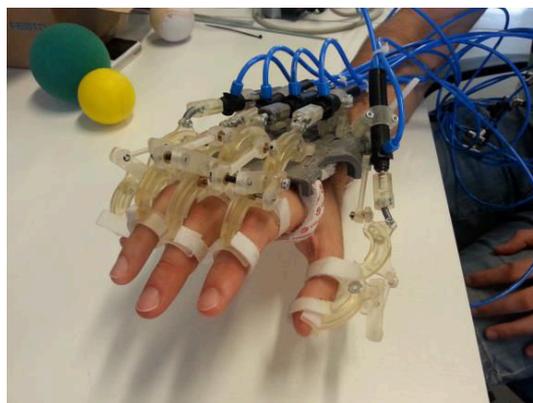


Figura 5: Dispositivo exoesqueleto para rehabilitación de mano.

## 4 RESULTADOS

Una de las pruebas desarrolladas para evaluar el desempeño del dispositivo exoesqueleto consistió en que un usuario llevara puesto el dispositivo y sujetara con la ayuda de éste diferentes elementos,

en los que se encontraba: una botella de agua vacía, un vaso de plástico, bolas de diferentes tamaños (88mm, 60mm y 45mm de diámetro), un móvil de tamaño medio, entre otros, para observar así los rangos de cierre del dispositivo y como acoplaba este la mano a los diferentes elementos (Figura 6).

El resultado de estas pruebas fue satisfactorio ya que el usuario fue capaz de sostener los diferentes elementos, transportarlos y no dejarlos caer hasta que al dispositivo se le diera la orden de soltarlos, por lo tanto, desarrollando la tarea correctamente.

Respecto a las bolas, el usuario cerró la mano alrededor de todas estas de la manera adecuada, demostrando que el dispositivo permite la sujeción de elementos de diferentes tamaños y permite a la mano ceñirse alrededor de estos.

Además, se comprobó la correcta posición del dedo pulgar, dedo primordial para desarrollar las tareas de prensión de la forma apropiada, si la posición del dispositivo para este dedo no es la adecuada, no se podrían sujetar ningunos de los elementos mencionados anteriormente.

Por otro lado, aunque en un principio un objetivo del dispositivo era la apertura y cierre de la mano, el cierre no se logra completar totalmente debido a la estructura del exoesqueleto, por lo que con este se logra un cierre parcial.

## 5 CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO.

El objetivo del trabajo descrito aquí fue diseñar y construir un dispositivo de tipo exoesqueleto para rehabilitación de mano, que cuenta con un total de 5 grados de libertad activos, para permitir la sujeción y transporte de ciertos elementos a la persona que lo use, y 5 grados de libertad pasivos para darle más flexibilidad y naturalidad a los movimientos.

El rango de movimiento que presenta el dispositivo exoesqueleto es lo suficiente para lograr que la persona que lo lleve puesto coja con su propia mano determinados objetos y pueda trasportarlos. Igualmente este dispositivo permite la apertura completa y cierre parcial de la mano, además de ejecutar estas tareas de una manera natural y cómoda,

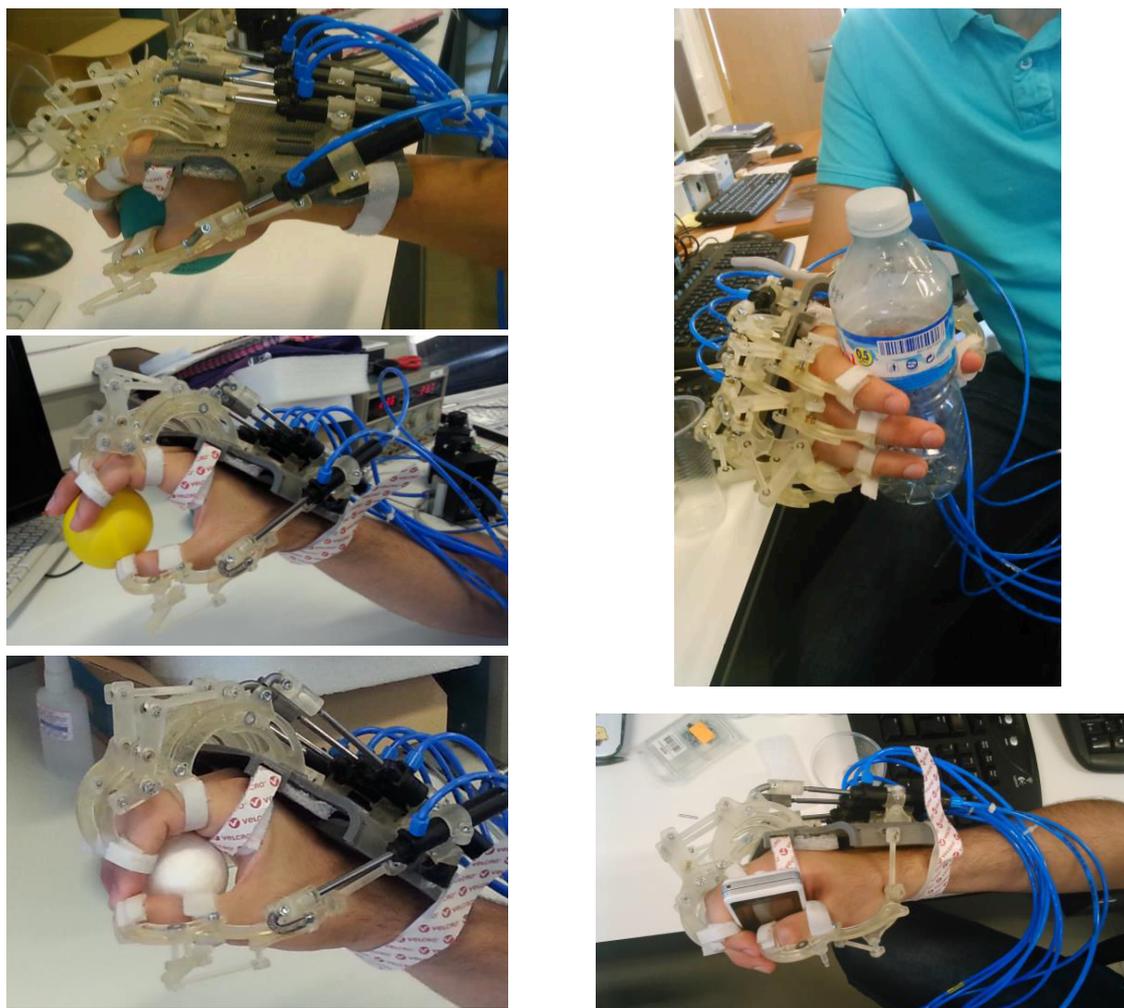


Figura 6: Sujeción de diferentes elementos con la ayuda del dispositivo exoesqueleto.

cumpliendo por lo tanto con los objetivos por los cuales fue desarrollado el dispositivo.

Para acreditar completamente la funcionalidad y asistencia que puede ofrecer el dispositivo exoesqueleto es necesario realizar diferentes pruebas en personas sanas, para posteriormente realizar una evaluación de este en pacientes que tengan la mano afectada, comprobando así si los beneficia en su recuperación y en su independencia para realizar actividades cotidianas o no.

### Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Plan Nacional de I+D+i a través del proyecto "Interpretación de la intención y actuación humana mediante señales biomédicas y el análisis cinemático y dinámico del movimiento" (DPI2011-29660-C04-04).

### Referencias

- [1] Badesa, F. J., Llinares, A., Morales, R., García-Aracil, N., Sabater, J. M., & Pérez-Vidal, C. (2014). Pneumatic planar rehabilitation robot for post-stroke patients. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, 26(02).
- [2] Borboni, A., Fausti, D., Mor, M., Vertuan, A., & Faglia, R. Un dispositivo CPM per la riabilitazione della mano.
- [3] Brizuela Mendoza, J. A. y Soto Yuriar, J. H. (2010). Diseño de un Equipo Auxiliar en Terapias de Rehabilitación de Extremidades de Miembro Superior a Nivel de Dedos.
- [4] Cañas Gutiérrez, A. M.(2010). El esquema corporal. *Innovación y Experiencias Educativas*.
- [5] Casadio, M., Sanguineti, V., Morasso, P. G., & Arrichiello, V. (2006). Braccio di Ferro: a new haptic workstation for neuromotor rehabilitation. *Technology and Health Care*, 14(3), 123-142.
- [6] Heidenreich PA, Trogon JG, Khavjou OA, Butler J, et al, Forecasting the future of cardiovascular disease in the United States: a policy statement from the American Heart Association. *Circulation*. 2011; 123:933–94.
- [7] Heo, P., Gu, G. M., Lee, S. J., Rhee, K., & Kim, J. (2012). Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 13(5), 807-824.
- [8] Krebs, H. I., Hogan, N., Aisen, M. L., & Volpe, B. T. (1998). Robot-aided neurorehabilitation. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 6(1), 75-87.
- [9] López Doménech, L.M. (2009). Dispositivo Robótico para el Control de Falanges Durante la Rehabilitación Mediante FNP.
- [10] Lum, P. S., Godfrey, S. B., Brokaw, E. B., Holley, R. J., & Nichols, D. (2012). Robotic approaches for rehabilitation of hand function after stroke. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 91(11), S242-S254.
- [11] Morales, R., Badesa, F. J., García-Aracil, N., Sabater, J. M., & Pérez-Vidal, C. (2011). Pneumatic robotic systems for upper limb rehabilitation. *Medical & biological engineering & computing*, 49(10), 1145-1156
- [12] Mozaffarian D, Roger VL, Benjamin EJ, Berry JD, et al . Heart disease and stroke statistics—2013 update: a report from the American Heart Association . *Circulation* . 2013;127:e000-e000.
- [13] Palastanga, N., Field, D., & Soames, R. (2007). *Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento*. Editorial Paidotribo.
- [14] Santoja Guerrero, I. (2012). Diseño e implementación de sistemas de control aplicados a un exoesqueleto para la rehabilitación de la mano.
- [15] Schabowsky, C. N., Godfrey, S. B., Holley, R. J., & Lum, P. S. (2010). Development and pilot testing of HEXORR: hand EXOskeleton rehabilitation robot. *J Neuroeng Rehabil*, 7(36), 1-16.
- [16] Stein, J., Bishop, L., Gillen, G., & Helbok, R. (2011, June). A pilot study of robotic-assisted exercise for hand weakness after stroke. In *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on* (pp. 1-4). IEEE.
- [17] Yihun, Y., Miklos, R., Perez-Gracia, A., Reinkensmeyer, D. J., Denney, K., & Wolbrecht, E. T. (2012, August). Single Degree-of-Freedom Exoskeleton Mechanism Design for Thumb Rehabilitation. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE* (pp. 1916-1920). IEEE.

- [18] Zariffa, J., Kapadia, N., Kramer, J. L., Taylor, P., Alizadeh-Meghbrazi, M., Zivanovic, V., ... & Steeves, J. D. (2011, June). Effect of a robotic rehabilitation device on upper limb function in a sub-acute cervical spinal cord injury population. In *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on* (pp. 1-5). IEEE.
- [19] Zong, G., Pei, X., Yu, J., & Bi, S. (2008). Classification and type synthesis of 1-DOF remote center of motion mechanisms. *Mechanism and Machine Theory*, 43(12), 1585-1595.



## ANEXO A.2 RECONOCIMIENTOS



**CEA**  
comité  
español de  
automática

# PREMIO BIOINGENIERÍA

Concedido a

S.C. ENRÍQUEZ, Y. NARVAEZ, O.A. VIVAS, J.DÍEZ, F.J. BADESA, J.M. SABATER, N.  
GARCÍA-ARACIL

Por el trabajo de BIOINGENIERÍA presentado a las Jornadas de Automática 2.014

**SISTEMA ROBÓTICO TIPO EXOSQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE LA MANO**

Valencia, a 5 de Septiembre de 2.014

  
César de Prada Moraga  
Presidente de CEA



## ANEXO A.3 TRAMITE PATENTE



Nº SOLICITUD:

P 201400643

FECHA Y HORA DE ENTRADA EN OEPM:

FECHA Y HORA DE ENTRADA EN LUGAR DISTINTO A LA OEPM:

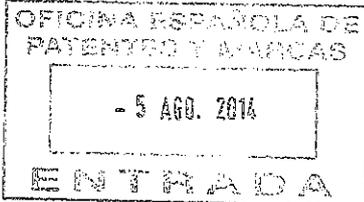
31-07-14

LUGAR DE PRESENTACIÓN

CODIGO

ALICANTE

# INSTANCIA DE SOLICITUD



## 1. IDENTIFICACIÓN DE LA SOLICITUD

(1) MODALIDAD:

PATENTE DE INVENCION  MODELO DE UTILIDAD

(2) TIPO DE SOLICITUD:

- ADICIÓN A LA PATENTE  
 SOLICITUD DIVISIONAL  
 CAMBIO DE MODALIDAD  
 TRANSFORMACIÓN SOLICITUD PATENTE EUROPEA  
 ENTRADA EN FASE NACIONAL DE SOLICITUD PCT

(3) EXPEDIENTE PRINCIPAL O DE ORIGEN:

MODALIDAD:

Nº SOLICITUD:

FECHA PRESENTACIÓN:

## 2. TÍTULO DE LA INVENCION (4)

DISPOSITIVO ROBOTICO MODULAR Y AUTO-ADAPTATIVO PARA LA REHABILITACIÓN DE LA MANO Y PROCEDIMIENTO DE USO

## 3. IDENTIFICACIÓN DEL SOLICITANTE

(5) APELLIDOS Y NOMBRE /DENOMINACIÓN SOCIAL				NIF/PASAPORTE
UNIVERSIDAD MIGUEL HERNANDEZ DE ELCHE				Q5350015C
DIRECCIÓN POSTAL	CÓDIGO POSTAL Y LOCALIDAD	PROVINCIA	PAÍS RESIDENCIA	CODIGO PAÍS RESIDENCIA
AVDA. DE LA UNIVERSIDAD S/N EDIFICIO RECTORADO Y CONSEJO SOCIAL	03202 ELCHE	ALICANTE	ESPAÑA	ES
PAÍS DE NACIONALIDAD	CÓDIGO PAÍS NACIONALIDAD	CNAE (6)	PYME (7)	
ESPAÑA	ES			
DIRECCIÓN CORREO ELECTRÓNICO	Nº TELÉFONO FIJO	Nº TELÉFONO MÓVIL	(8) INDICACIÓN DEL MEDIO DE NOTIFICACIÓN PREFERENTE	
otri@umh.es	966658782		<input checked="" type="checkbox"/> CORREO POSTAL <input type="checkbox"/> CORREO ELECTRÓNICO	
PORCENTAJE DE TITULARIDAD (9):	%	NOTA: DE NO ESPECIFICARSE DICHO PORCENTAJE, LA OEPM PRESUMIRÁ IGUALES LAS CUOTAS DE LOS SOLICITANTES.		
EL SOLICITANTE TAMBIÉN (10) <input type="checkbox"/> SI ES INVENTOR:	<input checked="" type="checkbox"/> NO	MODO DE OBTENCIÓN DEL DERECHO: (11) <input checked="" type="checkbox"/> INVENCION LABORAL <input type="checkbox"/> CONTRATO <input type="checkbox"/> SUCESIÓN <input type="checkbox"/> OTROS (Especificar): _____		
(12) EL SOLICITANTE ES UNA UNIVERSIDAD PÚBLICA ESPAÑOLA		<input type="checkbox"/> SI		

## 4. OTROS SOLICITANTES Y/O INVENTORES (13)

LOS DEMAS SOLICITANTES Y/O INVENTORES SE INDICAN EN HOJA COMPLEMENTARIA

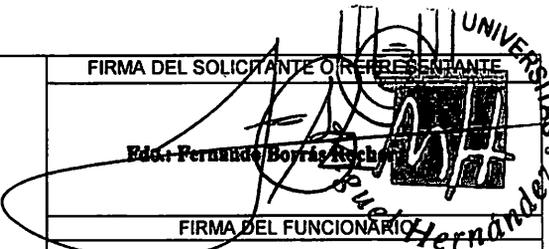
## 5. IDENTIFICACIÓN DEL REPRESENTANTE

(14) REPRESENTACIÓN		(15) N° PODER GENERAL	
<input type="checkbox"/> EL SOLICITANTE NO ESTÁ REPRESENTADO	EL SOLICITANTE ESTÁ REPRESENTADO POR: <input type="checkbox"/> AGENTE DE LA PROPIEDAD INDUSTRIAL <input checked="" type="checkbox"/> OTRO REPRESENTANTE		
(16) ACTUACIÓN POR MEDIO DE AGENTE	NOMBRE	CÓDIGO DE AGENTE	
(17) ACTUACIÓN POR MEDIO DE OTRO REPRESENTANTE	NOMBRE	DIRECCIÓN POSTAL	N.I.F.
	BORRAS ROCHER FERNANDO	AVDA. DE LA UNIVERSIDAD S/N EDIF. RECTORADO Y CONSEJO SOCIAL	25385824B
DIRECCIÓN CORREO ELECTRÓNICO	N° TELÉFONO	(18) INDICACIÓN DEL MEDIO DE NOTIFICACIÓN PREFERENTE	
otri@umh.es	966658782	<input checked="" type="checkbox"/> CORREO POSTAL <input type="checkbox"/> CORREO ELECTRÓNICO	

## 6. OTROS DATOS

(19) REIVINDICACIÓN DE PRIORIDAD	PAIS ORIGEN	CODIGO PAÍS	FECHA	NÚMERO
<input type="checkbox"/> SI <input checked="" type="checkbox"/> NO				
(20) EXPOSICIONES OFICIALES	NOMBRE		FECHA	LUGAR
<input type="checkbox"/> SI <input checked="" type="checkbox"/> NO				
(21) EFECTUADO DEPÓSITO DE MATERIAL BIOLÓGICO	AUTORIDAD DE DEPÓSITO	CODIGO PAÍS	FECHA	NÚMERO
<input type="checkbox"/> SI <input checked="" type="checkbox"/> NO				
LISTAS DE SECUENCIAS DE AMINOÁCIDOS Y ÁCIDOS NUCLEICOS				
La descripción contiene un listado de secuencias biológicas en concordancia con la norma ST.25 OMPI <input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO				
Se adjunta un soporte de datos legible por ordenador que incluye el listado de secuencias biológicas en concordancia con la norma ST.25 OMPI <input type="checkbox"/> SI <input type="checkbox"/> NO				
El solicitante declara por medio de esta instancia, que la información registrada en el soporte de datos legible por ordenador es idéntica a la contenida en el listado de secuencias biológicas incluido en la descripción de la versión escrita de esta solicitud <input type="checkbox"/>				
(22) EL SOLICITANTE SE ACOGE AL APLAZAMIENTO DE TASAS PREVISTO EN EL ART. 162 DE LA LEY 11/1986 DE PATENTES	<input type="checkbox"/> SI			

## 7. ÍNDICE DE DOCUMENTOS QUE SE ACOMPAÑAN / FECHA Y FIRMA (23)

<input checked="" type="checkbox"/> DESCRIPCIÓN. N° PÁGINAS: 13 <input checked="" type="checkbox"/> N° DE REIVINDICACIONES: 15 <input checked="" type="checkbox"/> DIBUJOS. N° PÁGINAS: 9 <input type="checkbox"/> LISTA DE SECUENCIAS. N° PÁGINAS: <input type="checkbox"/> SOPORTE LEGIBLE POR ORDENADOR DE LISTA DE SECUENCIAS <input type="checkbox"/> RESUMEN <input type="checkbox"/> FIGURA A PUBLICAR EN BOPI N°: ____ <input type="checkbox"/> DOCUMENTO DE PRIORIDAD <input type="checkbox"/> TRADUCCIÓN DEL DOCUMENTO DE PRIORIDAD	<input type="checkbox"/> DOCUMENTO DE REPRESENTACIÓN <input type="checkbox"/> JUSTIFICANTE DEL PAGO DE TASA DE SOLICITUD <input type="checkbox"/> HOJA DE INFORMACIÓN COMPLEMENTARIA <input type="checkbox"/> PRUEBAS DE LOS DIBUJOS <input type="checkbox"/> SOLICITUD CAP <input type="checkbox"/> OTROS:	FIRMA DEL SOLICITANTE O REPRESENTANTE  Edo. Fernando Borrás Rocher FIRMA DEL FUNCIONARIO <i>Fernández</i>
---	--	--

ADVERTENCIA: POR DISPOSICIÓN LEGAL LOS DATOS CONTENIDOS EN ESTA SOLICITUD PODRÁN SER PUBLICADOS EN EL BOLETÍN OFICIAL DE LA PROPIEDAD INDUSTRIAL E INSCRITOS EN EL REGISTRO DE PATENTES DE LA OEPM, SIENDO AMBAS BASES DE DATOS DE CARÁCTER PÚBLICO Y ACCESIBLES VÍA REDES MUNDIALES DE INFORMÁTICA

**3. IDENTIFICACIÓN DE LOS INVENTORES (Incluir sólo aquellos inventores que no figuren como solicitantes) (6)**

APellidos y nombre	PAÍS NACIONALIDAD	CODIGO NAC.	NIF/PASAPORTE
GARCIA ARACIL NICOLAS	España		21491716X
SABATER NAVARRO JOSE MARIA	España		79102518K
FERNANDEZ JOVER EDUARDO	España		74180965P
BADESA CLEMENTE FRANCISCO J.	España		48422672J
MORALES VIDAL RICARDO	España		21672536G

**4. OTROS DATOS****(7) EXPOSICIONES OFICIALES**

NOMBRE	FECHA	LUGAR

**(8) REIVINDICACIÓN DE PRIORIDAD**

PAÍS ORIGEN	CÓDIGO PAÍS	FECHA	NÚMERO

Ejemplar para el expediente

**3. IDENTIFICACIÓN DE LOS INVENTORES (Incluir sólo aquellos inventores que no figuren como solicitantes) (6)**

APellidos y nombre	PAÍS NACIONALIDAD	CODIGO NAC.	NIF/PASAPORTE
DIEZ POMARES JORGE A.	ESPAÑA		74013605L
ENRIQUEZ URBANO SAMARA CATALINA	COLOMBIANA		1061751550

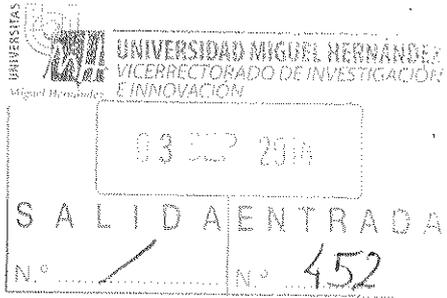
**4. OTROS DATOS****(7) EXPOSICIONES OFICIALES**

NOMBRE	FECHA	LUGAR

**(8) REIVINDICACIÓN DE PRIORIDAD**

PAÍS ORIGEN	CÓDIGO PAÍS	FECHA	NÚMERO

Ejemplar para el expediente



UNIVERSIDAD MIGUEL HDEZ.  
BORRAS ROCHER, Fernando  
Av. de la Universidad s/n Edif. rectorado y  
consejo social  
03.202 - ELCHE (Alicante)

Madrid, a 12 de agosto de 2014

### Admisión a trámite de la solicitud de Patente Nacional 201400643

La Oficina Española de Patentes y Marcas (OEPM) le comunica que su solicitud de patente 201400643 ha sido admitida a trámite con asignación de fecha de presentación correspondiente al día 31/07/2014 y que no se encuentra afectada por lo previsto en el Título XII de la Ley 11/1986, de 20 de marzo, de Patentes, relativo a patentes secretas.

De acuerdo con el artículo 59.2 de la Ley 11/1986 de Patentes, a partir de la fecha antes mencionada usted podría gozar de una protección provisional frente a cualquier tercero que hubiera llevado a cabo una utilización de la invención siempre y cuando notifique a dicho tercero la presentación y el contenido de esta solicitud. Esta protección implicaría el derecho a exigir una indemnización razonable si dicho tercero prosiguiera utilizando su invención entre la fecha de la notificación y la fecha de publicación de la mención en el Boletín Oficial de la Propiedad Industrial (BOPI) de que la patente ha sido concedida. El citado derecho existiría a partir de la fecha de notificación fehaciente y se podría ejercer una vez se publicara la mención de la concesión en el BOPI. El BOPI puede consultarse en la web de la OEPM.

La OEPM le remitirá cumplida información de las diferentes etapas del procedimiento de concesión con indicación de los actos a llevar a cabo, los plazos para cumplimentarlos y las fechas a partir de las cuales dichos plazos comienzan a contar.

Para cualquier consulta en relación con su expediente, puede ponerse en contacto con la OEPM llamando al teléfono de información 902 157 530 (en horario de 9:00 a 14:30, de lunes a viernes).

Atentamente,

Fdo.: Luis Sanz Tejedor  
Jefe de Área de Examen de Patentes



## **ANEXO A.4 MEMORIA PATENTE**

## DISPOSITIVO ROBÓTICO MODULAR Y AUTO-ADAPTATIVO PARA LA REHABILITACIÓN DE LA MANO Y PROCEDIMIENTO DE USO

5 La presente invención consiste en un dispositivo robótico modular y auto-adaptativo para la rehabilitación de la mano, que está comprendido por: un dispositivo robótico de tipo exoesqueleto, un sistema de estimulación dorsal y palmar sincronizado con el movimiento asistido de apertura y cierre de la mano, un sistema de fijación y liberalización entre el dispositivo y la mano del usuario basado en el uso de sistemas de tipo clip magnetizados o similares, un sistema de adquisición de señales fisiológicas mediante sensores embebidos en el sistema de fijación del dispositivo, un sistema de control y un sistema de realidad virtual con diferentes actividades terapéuticas. Se entiende por auto-adaptación del dispositivo la capacidad del dispositivo en modificar el nivel de asistencia proporcionado por el mismo junto con el nivel de complejidad de la terapia de rehabilitación en función de la estimación en tiempo real de la intención del usuario, estado fisiológico del mismo y su desempeño durante la realización de terapias de rehabilitación asistidas por el dispositivo.

15 20 La invención hace posible la rehabilitación total o parcial de personas que han perdido total o parcialmente la función motora de la mano y/o la asistencia a personas en la realización de tareas cotidianas que requieran la funcionalidad de prensión de la mano.

### SECTOR TÉCNICO AL QUE SE REFIERE LA INVENCION

25 El presente invento se encuadra en el sector técnico de la robótica médica, más concretamente en lo relativo a robótica de rehabilitación y robótica asistencial.

### ANTECEDENTES DE LA INVENCION

30 La presente invención consiste un dispositivo que permite a

personas que han perdido total o parcialmente la función motora de la mano la rehabilitación total o parcial de la función perdida y/o que permita asistir en la realización de tareas cotidianas que requieran la funcionalidad de prensión de la mano.

5           En la actualidad existen diversos dispositivos de tipo exoesqueleto que permiten asistir la función motora perdida o debilitada de la mano. Entre dichos dispositivos cabe destacar el descrito en la patente WO2014068509. Se trata de un dispositivo de tipo exoesqueleto formado por tres unidades robotizadas cada una de las cuales es para la unión a  
10           cada uno de los dedos pulgar, índice y dedo medio de la mano de un usuario, donde la unidad robótica: i) primera es para la fijación al pulgar tiene al menos dos elementos de fijación a las falanges distales y proximales del pulgar; ii) la segunda y tercera unidad son para la unión con el índice y el dedo medio y disponen de dos elementos de fijación a las  
15           falanges distales, media y proximal del dedo correspondiente. El dispositivo dispone de 5 grados de libertad y fue desarrollado principalmente para asistir o rehabilitar la escritura a mano. La diferencia entre el sistema presentado en la patente WO2014068509 con la presente invención radica en que el sistema descrito en la patente WO2014068509  
20           presenta sólo 3 unidades robotizadas para los dedos pulgar, índice y dedo medio mientras que la presente invención puede controlar la apertura y cierre de todos los dedos de la mano. Además la aplicación del dispositivo presentado en la patente WO2014068509 se restringe fundamentalmente a la asistencia o rehabilitación de la escritura a mano mientras que la  
25           presente invención tiene un campo de aplicación mucho más amplio gracias a su modularidad y el control de apertura/cierre de todos los dedos de la mano.

          Otro dispositivo que cabe destacar es el descrito en la patente WO2011054983. Se trata de un dispositivo de accionamiento para una  
30           mano discapacitada, del tipo que comprende medios para mover, mediante un impulso desde una parte móvil del cuerpo del usuario, uno o más dedos

de dicha mano discapacitada, desde una primera posición en la que la mano está parcialmente abierta a una segunda posición en la que dicho o dichos dedos se han replegado en dirección al pulgar, con el propósito de agarrar o agarrarse de un objeto, comprendiendo dicho dispositivo de accionamiento un exoesqueleto aplicable a la cara dorsal de dicha mano. La diferencia entre el sistema presentado en la patente WO2011054983 con la presente invención radica en que el sistema descrito en la patente WO2011054983 presenta un dispositivo de tipo exoesqueleto que se encuentra recubierto por un guante y de esa forma se fija a la mano mientras que la presente invención se fija a la mano mediante el uso de correas de velcro o similar que contienen los sistemas de tipo clip magnetizados o similares a las falanges proximales y falanges medias de los dedos que se quieren movilizar. Además, la patente WO2011054983 sólo está referida a la descripción de un dispositivo de tipo exoesqueleto mientras que la presente invención reivindica un dispositivo de tipo exoesqueleto que integren en el mismo dispositivo distintas características , entre otras, como: i) la modularidad, que permite localizar tantos accionamientos sobre la base del dispositivo como dedos de la mano se quieran; ii) la estimulación palmar/dorsal durante la realización del movimiento de apertura/cierre de la mano; iii) la auto-adaptación del dispositivo modificando el nivel de asistencia proporcionado por el mismo junto con el nivel de complejidad de la terapia de rehabilitación y iv) la rápida fijación y liberalización entre el dispositivo y la mano del usuario.

En la patente US2010305717, se presenta un dispositivo de tipo exoesqueleto que se compone de 5 motores lineales de corriente continua que controlan la apertura y cierre de los 5 dedos de la mano según un sistema mecánico de transmisión fijado a la articulación metacarpo falángica (MCP) y a la articulación inter-falángica distal (PIP). La diferencia entre el sistema presentado en la patente US2010305717 con la presente invención radica en que el sistema descrito en la patente US2010305717 no permite: i) localizar tantos accionamientos sobre la base del dispositivo

como dedos de la mano se quieran rehabilitar y/o asistir durante tareas de la vida diaria; ii) estimular palmar/dorsal durante la realización del movimiento de apertura/cierre de la mano; iii) medir señales fisiológicas del usuario para su utilización durante el control del dispositivo. Además, la presente invención permite: i) la rápida fijación y liberalización entre el dispositivo y la mano del usuario mediante el uso de sistemas de tipo clip magnetizados o similares; y ii) la modificación el nivel de asistencia proporcionado por el dispositivo junto con el nivel de complejidad de la terapia de rehabilitación en función de la estimación en tiempo real de la intención del usuario, estado fisiológico del mismo y su desempeño durante la realización de terapias de rehabilitación.

Otro dispositivo es el presentado en la patente WO2014033613. Se trata de un dispositivo de tipo exoesqueleto para la rehabilitación de la mano o para asistir en los movimientos propios de la mano en tareas de la vida diaria. Dicho dispositivo dispone por cada dedo de la mano de tres articulaciones rotacionales activas que se utilizan para actuar sobre: la flexión / extensión distal interfalángica (DIP), proximal interfalángica (PIP) y metacarpofalángicas (MP). En las articulaciones DIP y PIP, la compatibilidad cinemática (alineación entre los ejes de la articulación de la ortesis y los propios de la mano) se obtiene a través de un material flexible situado dentro de la carcasa. En el caso de la articulación de MP, hay una junta pasiva adicional (abducción / aducción) de auto-alineación obtenida a través de un casquillo elástico y hay un (articulación de flexión / extensión) de auto-ajuste obtenidos a través de un mecanismo de corredera-manivela. La diferencia entre el sistema presentado en la patente WO2014033613 con la presente invención radica fundamentalmente en que en la patente WO2014033613 las articulaciones activas del dispositivo se encuentran alineadas y en contacto directo con las articulaciones de los dedos de la mano a movilizar mientras que en la presente invención lo que se alinea con la articulaciones de los dedos es el centro virtual de movimiento de cada una de las guías circulares que forman el mecanismo

de tipo exoesqueleto.

Los dispositivos robóticos de tipo exoesqueleto son también utilizados como interfaces hombre máquina para interactuar con mundos virtuales y proporcionan una reflexión kinestésica, como el dispositivo  
5 presentado en la patente WO9510396 y otros similares.

No se han encontrado referencias de dispositivos de tipo exoesqueleto que integren en el mismo dispositivo: i) modularidad, que permite localizar tantos accionamientos sobre la base del dispositivo como  
10 dedos de la mano se quieran rehabilitar y/o asistir durante tareas de la vida diaria; ii) estimulación palmar/dorsal durante la realización del movimiento de apertura/cierre de la mano; iii) sistemas de medida de señales fisiológicas para su utilización durante el control del dispositivo y iv) sistema innovador de rápida fijación y liberalización entre el dispositivo y la  
15 mano del usuario.

#### DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION

El dispositivo robótico modular y auto-adaptativo para la rehabilitación de la mano y la asistencia de los movimientos propios de la mano en tareas de la vida diaria, puede ser clasificado como un dispositivo de tipo  
20 exoesqueleto. El dispositivo está formado por una base (1) que se coloca sobre la parte dorsal de la mano y se sujeta a ella por medio de cintas de sujeción y una elemento en forma de lengüeta (2) que se cierra sobre la parte palmar de la mano. Sobre la base (1) del dispositivo se localiza el conjunto formado por el mecanismo de tipo exoesqueleto (3) y su actuador  
25 lineal (7) correspondiente unidos mediante una unión elástica (6, 20) que permite el movimiento de apertura/cierre de cada uno de los dedos. El mecanismo de tipo exoesqueleto se fija a la falange proximal (4) y media (5) de cada uno de los dedos mediante un sistema innovador de rápida fijación y liberalización entre el dispositivo y la mano del usuario basado en  
30 el uso de sistemas de tipo clip magnetizados o similares (8). El mecanismo de tipo exoesqueleto (3) formado por dos guías circulares (9, 18) que se

unen a la base (1) a través de una pequeña base giratoria con topes a los lados para permitir y al mismo tiempo limitar el movimiento propio de separación de los dedos (10). Una ventaja de no tener fija la unión entre cada mecanismo de tipo exoesqueleto a la base, es que no es necesario que el actuador lineal esté alineado con cada mecanismo. Esta característica permite que los actuadores del dispositivo estén ubicados paralelos uno de los otros, a excepción del que corresponde al dedo pulgar, sin afectar al correcto movimiento de la mano y dándole mayor libertad a la posición de los dedos. El actuador lineal que trasmite el movimiento a la guía circular fijada a la falange proximal se une a la base por un sistema de fijación (11) y un soporte (12) que dispone de una articulación rotacional (13) cuyo eje es perpendicular al eje por el cual se describe el movimiento lineal del actuador. Este grado de libertad del actuador lineal hace que el dispositivo sea más ergonómico.

Una de las principales características de la invención es que el dispositivo robótico permite ser configurado localizando sobre la base tantos módulos, formados por actuador lineal (7) y mecanismo de tipo exoesqueleto (3), como dedos de la mano se quieran rehabilitar y/o asistir durante tareas de la vida diaria.

El mecanismo de tipo exoesqueleto esta compuesto por una guía circular (9) cuya parte móvil (17) se encuentra fijada a la falange proximal mediante la fijación semicilíndrica (4) y al mismo tiempo trasmite el movimiento a la segunda guía circular (18) mediante un mecanismo de tres barras articuladas (14, 15 y 16). La segunda guía circular (18) trasmite el movimiento mediante su parte móvil (19) cuyo efector final de forma semicilíndrica (5) se encuentra fijado a la falange medial. De esta forma se consigue controlar el movimiento de apertura y cierre de la mano.

La presente invención consta de un sistema de control (29) que en función de la información adquirida de los sensores de posición (21) de cada uno de los actuadores lineales, de los sensores de presión (24, 25), de los sensores de pulso (26) y de los sensores de respuesta galvánica de la piel

(27) calcula el nivel de asistencia que debe proporcionar el dispositivo robótico (30), actualiza la actividad terapéutica presentada al usuario por el sistema de realidad virtual (28) y modifica el nivel de complejidad de dicha actividad.

5 La presente invención consta de un software que permite calibrar, configurar y controlar el dispositivo; gestionar los usuarios del mismo; producir informes gráficos y numéricos de las terapias realizadas con el dispositivo; y presentar al usuario diferentes actividades terapéuticas virtuales.

10 Para la colocación y extracción del dispositivo en la mano de la persona con pérdida de movilidad se ha de seguir el siguiente procedimiento de fijación y liberalización del dispositivo robótico a la mano del usuario mediante sistemas de tipo clip magnetizados o similares (8) se realiza relajando la mano del usuario y fijando las correas de velcro o similar que  
15 contienen los sistemas de tipo clip magnetizados o similares a las falanges proximales y falanges medias de los dedos que se quieren movilizar. En el caso del dedo pulgar se fijarán a la falange proximal y falange distal. Posteriormente, se configura el dispositivo robótico con tantos conjuntos formados por mecanismo de tipo exoesqueleto y actuador lineal como  
20 sean necesarios para movilizar los dedos del usuario. Para finalizar, se fija la base (1) del dispositivo a la mano del usuario mediante correas de sujeción y un elemento de fijación en forma de lengüeta (2); fijando a continuación cada uno de los mecanismos de tipo exoesqueleto a las correas de velcro o similar situadas en las falanges proximales y falanges  
25 medias de los dedos (salvo en el caso del dedo pulgar que están situadas en la falange proximal y falange distal) y que contienen los sistemas de tipo clip magnetizados o similares (8).

Una vez fijado el dispositivo a la mano del usuario se realiza su calibración mediante un software de calibración que permite definir los rangos de  
30 movimiento máximo y mínimo de cada uno de los dedos de la mano, la velocidad en la ejecución del movimiento para cada dedo y si se configura

el sistema para que todos los dedos de la mano se abran/cierren al mismo tiempo. Una vez finalizada la calibración se realizan 5 movimientos de ajuste para determinar mediante el software de calibración los parámetros de control necesarios.

5 Para poder utilizar la característica de auto-adaptación de la presente invención, se debe llevar a cabo la fase de aprendizaje de los algoritmos de estimación del estado psicofisiológico del usuario durante la utilización del dispositivo robótico y que consiste en: la realización de un protocolo de adquisición de información de los sensores fisiológicos embebidos en el  
10 dispositivo durante la realización de terapias de rehabilitación; el entrenamiento de los algoritmos de inteligencia artificial que estiman el estado psicofisiológico del usuario; y la continúa adaptación de los algoritmos de inteligencia artificial a su deriva en el tiempo mediante un fase de entrenamiento antes de cada sesión de rehabilitación.

15 Una vez realizada la fase de aprendizaje de los algoritmos de estimación, se deben llevar a cabo los siguientes pasos que permiten la auto-adaptación del dispositivo robótico al usuario durante la realización de tareas de rehabilitación de la mano: la configuración de niveles mínimos y máximos de asistencia y complejidad de la terapia; la estimación en tiempo  
20 real de la intención del usuario, estado fisiológico del usuario y desempeño durante la realización de terapias de rehabilitación asistidas por el dispositivo; y la modificación del nivel de asistencia proporcionado por el dispositivo y del nivel de complejidad de la terapia de rehabilitación.

## 25 BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Figura 1. Vista en perspectiva del sistema para rehabilitación de la mano de acuerdo a la presente invención;

Figura 2. Vista del dispositivo robótico configurado para movilizar los 5  
30 dedos de la mano (izquierda) y configurado para movilizar el dedo pulgar, índice y corazón de la mano (derecha).

Figura 3. Vista de detalle del proceso de fijación del dispositivo a la mano del usuario.

Figura 4. Vista de detalle de un conjunto formado por el mecanismo de tipo exoesqueleto y el actuador lineal del sistema para rehabilitación de la mano de acuerdo a la presente invención;

Figura 5. Vista de detalle del mecanismo de tipo exoesqueleto.

Figura 6. Vista en perspectiva del sistema para asistencia en los movimientos de apertura/cierre de la mano en tareas de la vida diaria de acuerdo a la presente invención;

Figura 7. Vista en perspectiva del sistema con el detalle de los sensores de posición y presión.

Figura 8. Esquema de bloques de la utilización del dispositivo para la rehabilitación de la mano.

Figura 9. Ejemplo de modo de realización de la invención como dispositivo vestible para asistir en la realización de tareas cotidianas que requieran la funcionalidad de prensión de la mano y que dispone de un interface.

**Leyenda de las figuras:**

- (1) Base del dispositivo.
- (2) Lengüeta de sujeción del dispositivo a la mano del paciente.
- (3) Mecanismo de tipo exoesqueleto.
- (4) Elemento semicilíndrico de fijación del mecanismo de tipo exoesqueleto a la falange proximal de los dedos de la mano.
- (5) Elemento semicilíndrico de fijación del mecanismo de tipo exoesqueleto a la falange medial de los dedos de la mano.
- (6) Unión elástica entre el mecanismo de tipo exoesqueleto y el actuador lineal.
- (7) Actuador lineal.
- (8) Sistema de fijación y liberalización entre el dispositivo y la mano del usuario basado en el uso de sistemas de tipo clip magnetizados o similares.
- (9) Primera guía circular del mecanismo de tipo exoesqueleto

- (10) Base giratoria del mecanismo de tipo exoesqueleto que permite un pequeño movimiento de separación de los dedos de la mano.
- (11) Sistema de fijación del actuador lineal
- (12) Soporte del actuador lineal
- 5 (13) Articulación rotacional del soporte del actuador lineal
- (14) Primera barra articulada que transmite el movimiento ente las dos guías circulares de las que se compone el mecanismo de tipo exoesqueleto
- (15) Segunda barra articulada que transmite el movimiento ente las dos guías circulares de las que se compone el mecanismo de tipo exoesqueleto
- 10 (16) Tercera barra articulada que transmite el movimiento ente las dos guías circulares de las que se compone el mecanismo de tipo exoesqueleto
- (17) Parte móvil de la primera guía circular del mecanismo de tipo exoesqueleto
- (18) Segunda guía circular del mecanismo de tipo exoesqueleto
- 15 (19) Parte móvil de la segunda guía circular del mecanismo de tipo exoesqueleto
- (20) Punto de fijación del actuador lineal a la parte móvil de la primera guía circular del mecanismo de tipo exoesqueleto a través de la unión elástica (6).
- 20 (21) Sensor de posición.
- (22) Fijación del sensor de posición a la parte no móvil del actuador lineal.
- (23) Fijación del sensor de posición a la parte móvil del actuador lineal.
- (24) Sensor de presión de una cámara del actuador lineal de tipo cilindro neumático.
- 25 (25) Sensor de presión de la otra cámara del actuador lineal de tipo cilindro neumático.
- (26) Sensor de pulso
- (27) Sensores para medir la respuesta galvánica de la piel
- (28) Sistema de realidad virtual
- 30 (29) Sistema de control
- (30) Dispositivo robótico
- (31) Dispositivo vestibular para asistir en la realización de tareas cotidianas que requieran la funcionalidad de prensión de la mano.

(32) Interface mediante el cual el usuario puede indicar al dispositivo la apertura/cierre de la mano así como la velocidad y la fuerza con la que realizar el movimiento.

## 5 EXPOSICIÓN DETALLADA DE UN MODO DE REALIZACIÓN DE LA INVENCION

La presente invención se ilustra adicionalmente mediante los siguientes ejemplos, los cuales no pretenden ser limitativos de su alcance. La figura 1 muestra una vista en perspectiva de una realización preferida del dispositivo robótico para rehabilitación de la mano. En esta realización los actuadores lineales (7) de cada uno de los conjuntos, formados por ellos y el mecanismo de tipo exoesqueleto, son cilindros neumáticos de doble efecto de baja fricción y de carrera entre 40-50 mm. Esta configuración permite que el usuario pueda mover el conjunto que actúa sobre cada 10 dedo con facilidad. El movimiento del cilindro en ambos sentidos se realiza mediante la variación de presión en las cámaras del mismo contraladas mediante dos válvulas de presión proporcionales. La posición del vástago del cilindro neumático se mide con un sensor de posición que en esta 15 realización preferida es un potenciómetro lineal (21). Además, la fuerza realizada por el cilindro neumático se estima mediante la información proporcionada por dos sensores de presión (24,25) localizados en las dos entradas/salidas de aire del mismo. En esta realización el dispositivo dispone de un sensor de pulso (26) embebido en las correas de fijación de la falange distal del dedo pulgar y dos sensores: uno en la falange media 20 del dedo índice y otro sensor en la falange media del dedo corazón que miden la respuesta galvánica de la piel (27).

El sistema de control (29) en esta realización preferida se encuentra implementado en un computador y que adquiere los datos de los sensores y manda información de actuación al dispositivo y al software de realidad 25 virtual asociado al mismo mediante tarjetas electrónicas de entrada/salida 30

conectadas a los puertos usb del computador. El algoritmo de control implementado modificar el nivel de asistencia proporcionado por el dispositivo (30), así como actualizará las posiciones de los dedos de la mano en el sistema de realidad virtual (28) y modificará el nivel de complejidad de la terapia virtual de rehabilitación.

5

La presente invención dispone en su realización preferida de un interface hombre máquina implementado en un software que permite calibrar, configurar y controlar el dispositivo; gestionar los usuarios del mismo; producir informes gráficos y numéricos de las terapias realizadas con el dispositivo; y presentar al usuario diferentes actividades terapéuticas virtuales.

10

La presente invención en su realización preferida para asistir en la realización de tareas cotidianas que requieran la funcionalidad de prensión de la mano (31) y que dispone de un interface (32) mediante el cual el usuario puede indicar al dispositivo la apertura/cierre de la mano así como la velocidad y la fuerza con la que realizar el movimiento mediante comandos de voz.

15

## REIVINDICACIONES

1. Dispositivo robótico modular y auto-adaptativo para la rehabilitación de la mano, que está comprendido por:

- 5
- i. Un dispositivo robótico de tipo exoesqueleto que comprende una base ergonómica (1) que se coloca sobre la parte dorsal de la mano y se sujeta a ella por medio de cintas de sujeción y una elemento en forma de lengüeta (2) que se cierra sobre la parte palmar de la mano; sobre la base (1) del dispositivo se localizan tantos conjuntos, formados por un mecanismo de tipo exoesqueleto (3) y su accionamiento lineal (4) correspondiente, como dedos de la mano se quieran rehabilitar.
- 10
- ii. Un sistema de estimulación palmar alojado en el elemento en forma de lengüeta (2) que se cierra sobre la parte palmar de la mano y un sistema de estimulación dorsal que se localiza en la base del dispositivo en la cara que está en contacto con la parte dorsal de la mano.
- 15
- iii. Un sistema de fijación y liberalización entre el dispositivo y la mano del usuario basado en el uso de sistemas de tipo clip magnetizados o similares (6).
- 20
- iv. Un sistema de adquisición de señales fisiológicas mediante sensores embebidos en el sistema de fijación del dispositivo que evalúan el pulso (26) y la respuesta galvánica de la piel (27).
- 25
- v. Un sistema de control que gobierna de forma independiente la apertura y cierre de cada uno de los dedos de la mano a los que se fija el dispositivo de tipo exoesqueleto.
- 30
- vi. Un software que permite calibrar, configurar y controlar el dispositivo; gestionar los usuarios del mismo; producir informes gráficos y numéricos de las terapias realizadas con

el dispositivo; y presentar al usuario diferentes actividades terapéuticas virtuales.

- 5 2. Dispositivo robótico modular y auto-adaptativo para la rehabilitación de la mano de acuerdo a la reivindicación 1, donde el mecanismo de tipo exoesqueleto (3) comprende 2 guías circulares unidas mediante un conjunto de palancas que transmiten el movimiento de la articulación carpometacarpiana a la articulación metacarpofalángica y a la articulación interfalángica en todos los dedos menos en el pulgar que lo transmiten desde la articulación carpometacarpiana a la articulación interfalángica.  
10
3. Dispositivo robótico modular y auto-adaptativo para la rehabilitación de la mano de acuerdo a la reivindicación 1, caracterizado por el hecho de disponer de 1 a 5 mecanismos de tipo exoesqueleto que se fijan a la falange proximal y media de cada uno de los dedos.  
15
4. Dispositivo robótico modular y auto-adaptativo para la rehabilitación de la mano de acuerdo a la reivindicaciones 1 a 3, caracterizado por que dispone de un actuador lineal unido a la guía circular más cercana al extremo proximal de la mano mediante un elemento elástico; el actuador lineal es de tipo: cilindro neumático, músculos neumáticos, motor lineal de corriente continua o cilindros hidráulicos.  
20
5. Dispositivo robótico modular y auto-adaptativo para la rehabilitación de la mano de acuerdo a la reivindicaciones 1 a 4, caracterizado por fijar el mecanismo de tipo exoesqueleto (3) a la base del dispositivo mediante una pequeña base giratoria (10) con topes a los lados que permite y al mismo tiempo limita el movimiento de separación de los dedos de la mano.  
25
6. Dispositivo robótico modular y auto-adaptativo para la rehabilitación de la mano de acuerdo a la reivindicaciones 1 a 4, caracterizado por que los actuadores del dispositivo están ubicados paralelos uno de los otros, a excepción del que corresponde al dedo pulgar, sin  
30

afectar al correcto movimiento de la mano y dándole mayor libertad a la posición de los dedos.

- 5 7. Dispositivo robótico modular y auto-adaptativo para la rehabilitación de la mano de acuerdo a la reivindicación 1, caracterizado porque el sistema de fijación y liberalización entre el dispositivo y la mano del usuario comprende una serie de correas que se fijan mediante velcro o similar (6) a las falanges proximales y falanges medias de los dedos que se quieren movilizar con asistencia del dispositivo robótico; Las correas localizadas en las falanges y el mecanismo de tipo exoesqueleto se fijan y liberan mediante un sistema de tipo clip magnetizado o similar.
- 10 8. Dispositivo robótico modular y auto-adaptativo para la rehabilitación de la mano de acuerdo a la reivindicación 1, caracterizado porque consta de un sensor embebidos en las correas de fijación de la falange distal del dedo pulgar para medir el pulso (26); un sensor en la falange media del dedo índice y otro sensor en la falange media del dedo corazón que mide la respuesta galvánica de la piel (27).
- 15 9. Dispositivo robótico modular y auto-adaptativo para la rehabilitación de la mano de acuerdo a la reivindicaciones 1 a 6, caracterizado por disponer de sensores de posición (21), presión (22), pulso (26), respuesta galvánica de la piel (27) de los distintos elementos que componen el dispositivo.
- 20 10. Dispositivo robótico modular y auto-adaptativo para la rehabilitación de la mano de acuerdo a la reivindicaciones 1 a 7, caracterizado por disponer de un sistema de realidad virtual con diferentes actividades terapéuticas.
- 25 11. Dispositivo robótico modular y auto-adaptativo para asistir en la realización de tareas cotidianas que requieran la funcionalidad de prensión de la mano (31) de acuerdo a la reivindicaciones 1 a 7 que dispone de un interface (32) mediante el cual el usuario puede
- 30

indicar al dispositivo la apertura/cierre de la mano así como la velocidad y la fuerza con la que realizar el movimiento.

5 12. Procedimiento de fijación y liberalización del dispositivo robótico descrito en la reivindicación 1 y la mano del usuario que comprende los siguientes pasos:

i. Relajar la mano del usuario y fijar las correas mediante velcro o similar a las a las falanges proximales y falanges medias de los dedos que se quieren movilizar. En el caso del dedo pulgar se fijarán a la falange proximal y falange distal.

10 ii. Configuración del dispositivo robótico con tantos conjuntos formados por mecanismo de tipo exoesqueleto y actuador lineal como sean necesarios para movilizar los dedos del usuario.

15 iii. Fijación de la base (1) del dispositivo robótico que se coloca sobre la parte dorsal de la mano y se sujeta a ella por medio de cintas de sujeción y una elemento en forma de lengüeta (2) que se cierra sobre la parte palmar de la mano.

20 iv. Fijación del mecanismo de tipo exoesqueleto a las correas situadas en las falanges de los dedos a movilizar mediante el dispositivo.

13. Procedimiento de calibración del dispositivo robótico descrito en la reivindicación 1 que comprende los siguientes pasos:

i. Ajuste del dispositivo a la mano del usuario

25 ii. Ejecución de un software de calibración que permite definir los rangos de movimiento máximo y mínimo de cada uno de los dedos de la mano, la velocidad en la ejecución del movimiento para cada dedo y si se configura el sistema para que todos los dedos de la mano se abran/cierren al mismo tiempo.

- iii. Realización de 5 movimientos de ajuste para determinar mediante el software de calibración los parámetros de control necesarios.

5 14. Procedimiento de aprendizaje de los algoritmos de estimación del estado psicofisiológico del usuario durante la utilización del dispositivo robótico descrito en la reivindicación 1 que comprende los siguientes pasos:

- 10 i. Realización de un protocolo de adquisición de información de los sensores fisiológicos embebidos en el dispositivo durante la realización de terapias de rehabilitación.
- ii. Entrenamiento de los algoritmos de inteligencia artificial que estiman el estado psicofisiológico del usuario.
- 15 iii. Adaptación de los algoritmos de inteligencia artificial a su deriva en el tiempo mediante un fase de entrenamiento antes de cada sesión de rehabilitación.

15 15. Procedimiento de auto-adaptación del dispositivo robótico al usuario para la realización de tareas de rehabilitación de la mano comprende los siguientes pasos:

- 20 i. Configuración de niveles mínimos y máximos de asistencia y complejidad de la terapia
- ii. Estimación en tiempo real de la intención del usuario, estado fisiológico del usuario y desempeño durante la realización de terapias de rehabilitación asistidas por el dispositivo.
- 25 iii. Modificación del nivel de asistencia proporcionado por el dispositivo y variación del nivel de complejidad de la terapia de rehabilitación.

FIGURAS

5

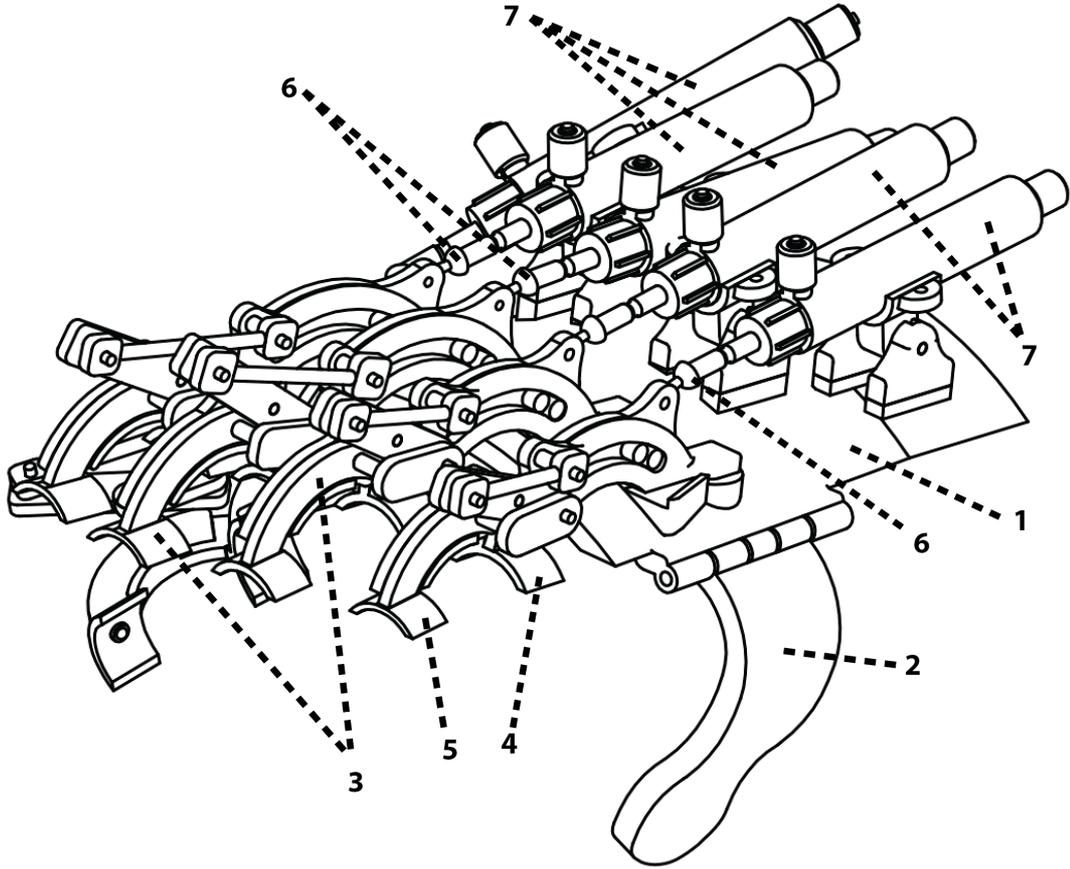


FIG. 1

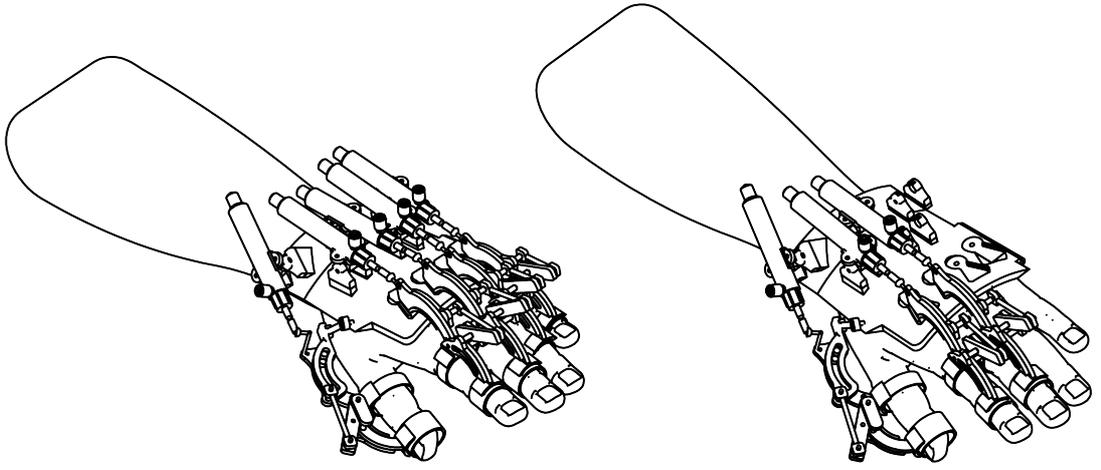


FIG. 2.

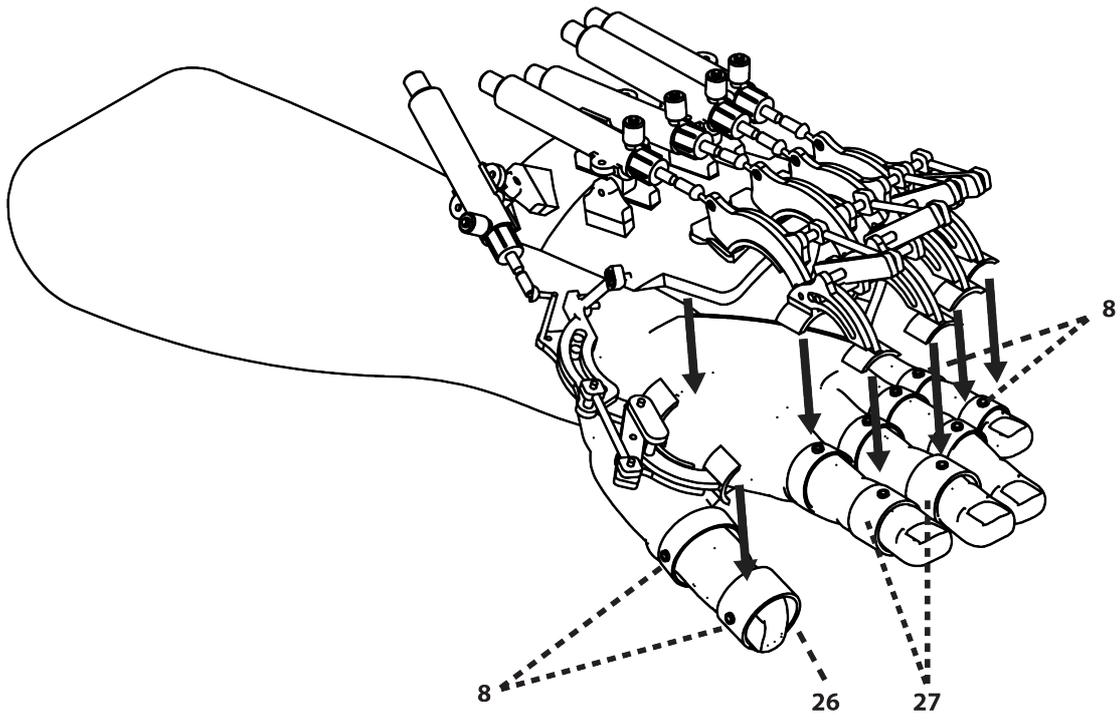


FIG. 3.

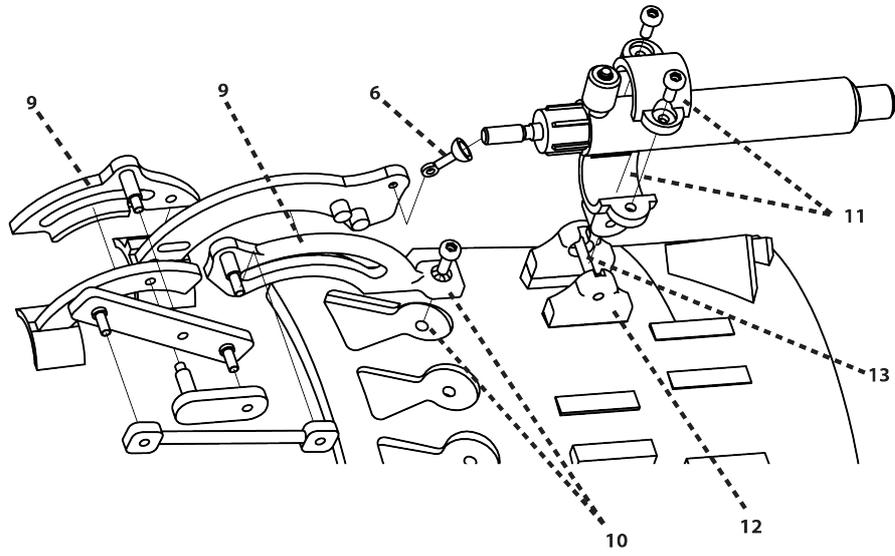


FIG. 4.

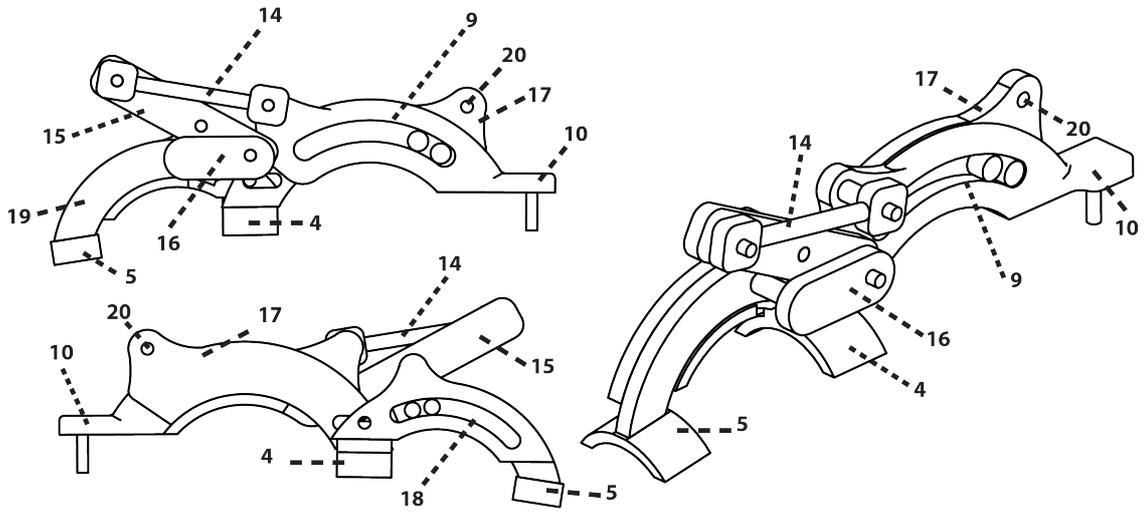


FIG. 5

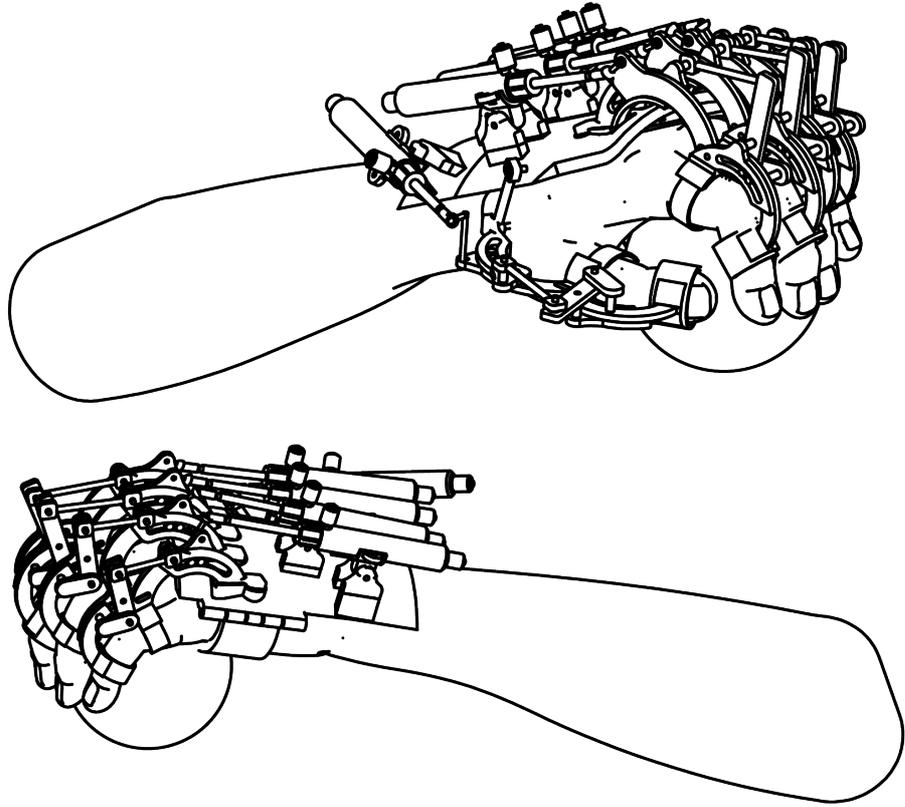


FIG.6

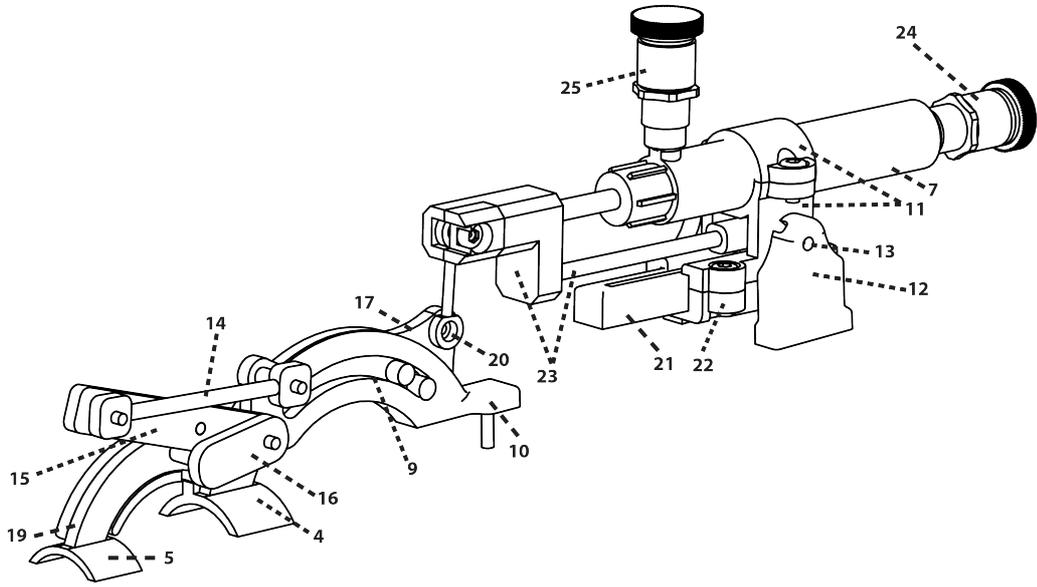


FIG. 7

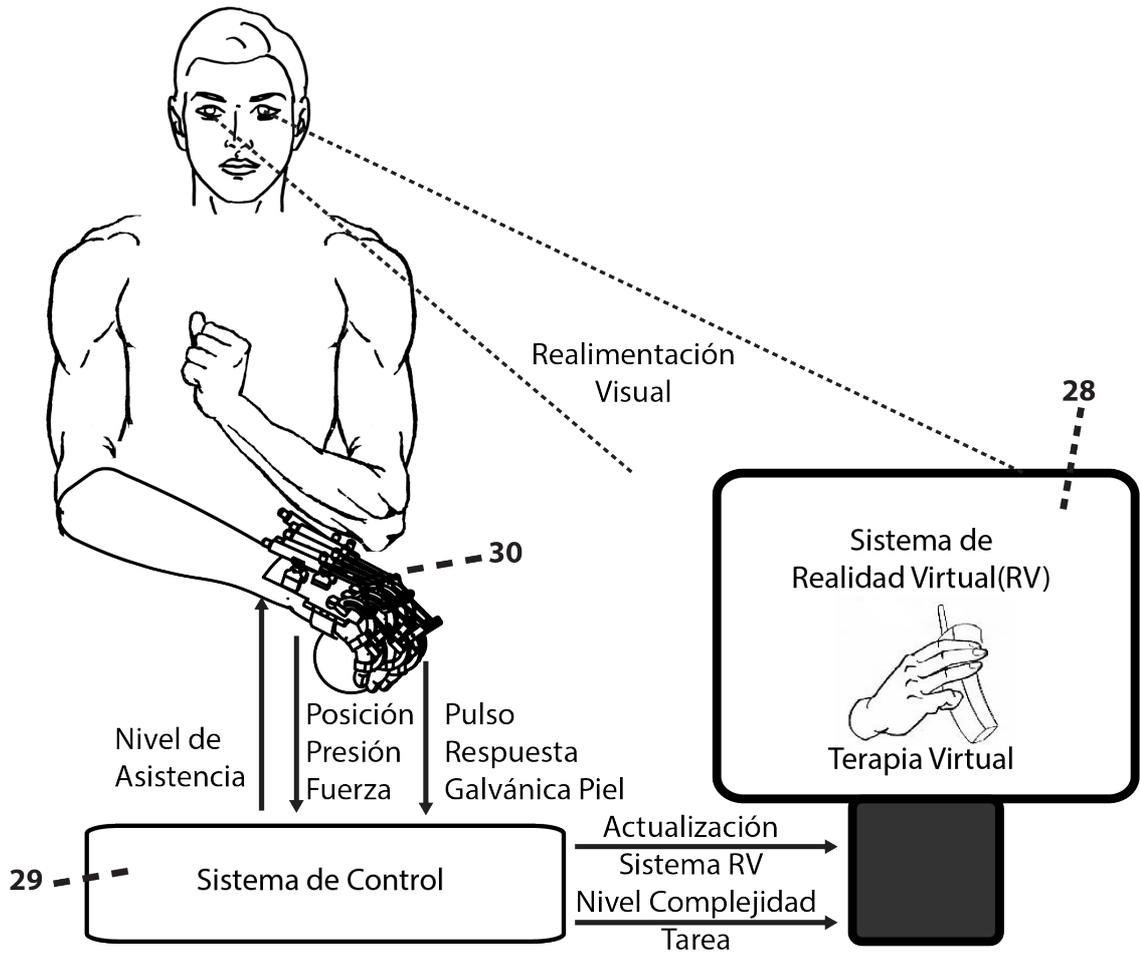


FIG. 8

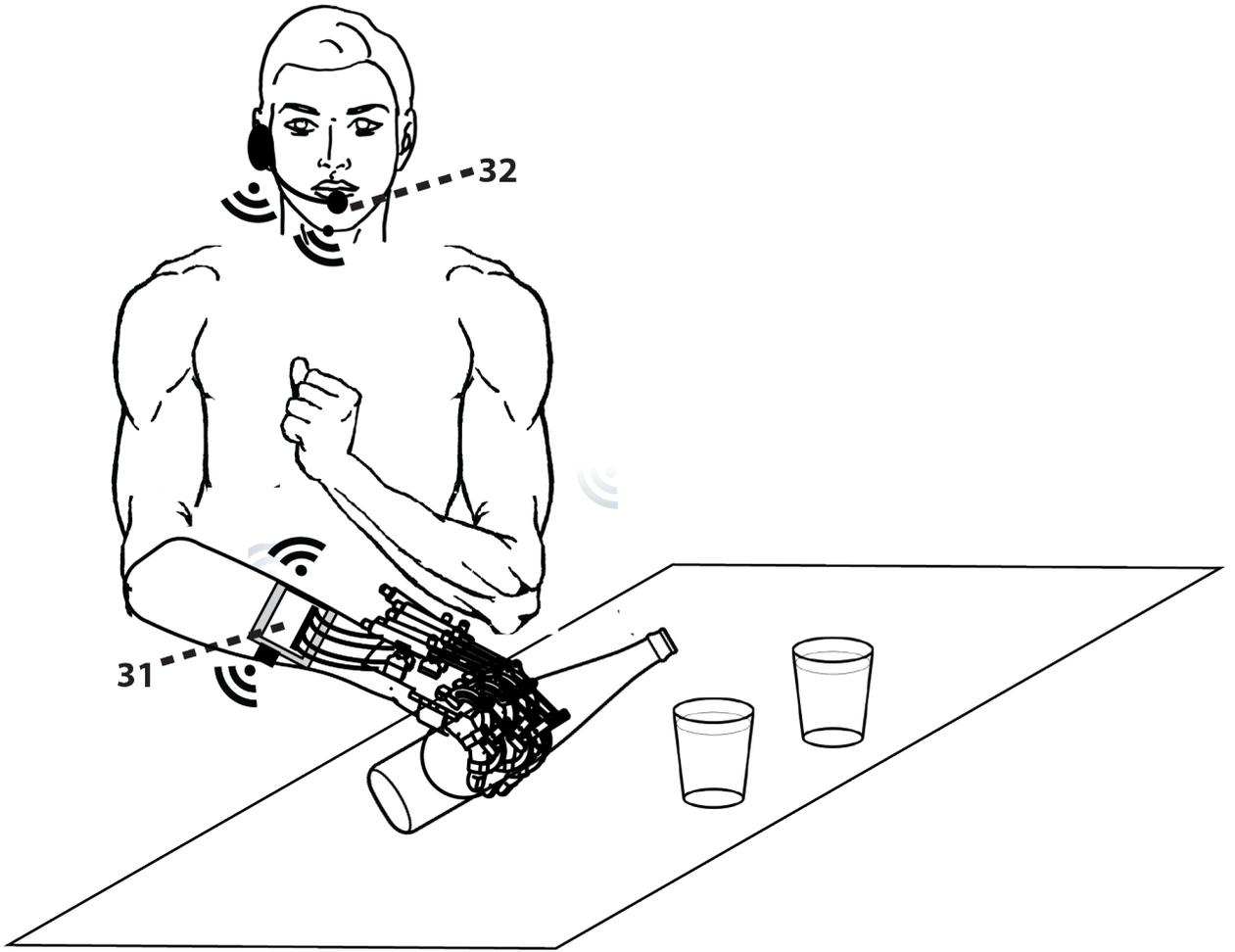


FIG. 9

5

10

## RESUMEN

## DISPOSITIVO ROBÓTICO MODULAR Y AUTO-ADAPTATIVO PARA LA REHABILITACIÓN DE LA MANO Y PROCEDIMIENTO DE USO

5

La presente invención consiste en un dispositivo robótico modular y auto-adaptativo para la rehabilitación de la mano, que está comprendido por: un dispositivo robótico de tipo exoesqueleto, un sistema de estimulación dorsal y palmar sincronizado con el movimiento asistido de apertura y cierre de la mano, un sistema de fijación y liberalización entre el dispositivo y la mano del usuario basado en el uso de sistemas de tipo clip magnetizados o similares, un sistema de adquisición de señales fisiológicas mediante sensores embebidos en el sistema de fijación del dispositivo, un sistema de control y un sistema de realidad virtual con diferentes actividades terapéuticas.

10

15



## **ANEXO A.5 CARTAS DE RECOMENDACION**

Att: Yalena Narváez Plaza

A quien corresponda:

Estoy encantado de escribir esta carta de recomendación a favor de **D<sup>a</sup>. Yalena Narváez Plaza**.

Yalena realizó durante 4 meses (17 Febr-2014 / 29-jun-2014) una pasantía en la Unidad de Robótica Médica, perteneciente al Grupo de Neuroingeniería Biomédica de la Universidad Miguel Hernández. Durante esta pasantía tuve la oportunidad de compartir su interés por aprender y por la investigación, y comprobar su gran capacidad de trabajo y excelente dedicación.

A nivel lectivo, Yalena asistió y participó en los siguientes seminarios que se impartieron en el laboratorio durante su estancia:

- Asistencia a clase de neumática impartida por el profesor Emilio Veiasco.
- Seminario sobre robótica de rehabilitación. 10 horas. Impartido por Dr. Nicolás García Aracil.
- Asistencia a reunión de trabajo con fisioterapeutas en el Hospital General de Alicante.

A nivel profesional, Yalena realizó un excelente trabajo en el desarrollo de un sistema experimental basado en actuadores neumáticos para la rehabilitación de la mano. En este trabajo demostró y desarrolló las siguientes capacidades:

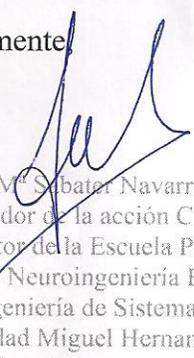
- Generación de ficheros CAD 3D (formato STL) para impresión en impresora 3D.
- Manejo de la impresora 3D y de las técnicas de prototipado rápido.
- Programación de microcontroladores. En concreto trabajó con la tarjeta Arduino Uno.
- Desarrollo y publicación de un artículo científico publicado en las XXXV Jornadas de Automática a celebrar en Valencia (España)

A nivel personal, Yalena demostró un excelente y cordial trato personal además de:

- Gran capacidad de trabajo, teniendo una jornada de trabajo de 9:00 a 18:00.
- Gran capacidad de trabajo en equipo; desarrollando junto a su compañera Samara el trabajo encomendado.
- Perfecta integración con el resto de personal de la Unidad de Robótica Médica, reforzando los lazos de amistad con los compañeros.

Para cualquier información adicional no duden en contactar conmigo.  
Reciban un cordial saludo.

Atentamente,

  
Dr. José M. Sabater Navarro  
Coordinador de la acción CYTED 509AC0372  
Subdirector de la Escuela Politécnica Superior de Elche  
Grupo de Neuroingeniería Biomédica  
Dpto. Ingeniería de Sistemas y Automática  
Universidad Miguel Hernández  
[j.sabater@umh.es](mailto:j.sabater@umh.es)



Att: Samara Catalina Enríquez Urbano

A quien corresponda:

Estoy encantado de escribir esta carta de recomendación a favor de **D<sup>a</sup>. Samara Catalina Enríquez Urbano**.

Samara realizó durante 5 meses (17 Febr-2014 / 10-ago-2014) una pasantía en la Unidad de Robótica Médica, perteneciente al Grupo de Neuroingeniería Biomédica de la Universidad Miguel Hernández. Durante esta pasantía tuve la oportunidad de compartir su interés por aprender y por la investigación, y comprobar su gran capacidad de trabajo y excelente dedicación.

A nivel lectivo, Samara asistió y participó en los siguientes seminarios que se impartieron en el laboratorio durante su estancia:

- Asistencia a clase de neumática impartida por el profesor Emilio Velasco.
- Seminario sobre robótica de rehabilitación. 10 horas. Impartido por Dr. Nicolás García Aracil.
- Asistencia a reunión de trabajo con fisioterapeutas en el Hospital General de Alicante.

A nivel profesional, Samara realizó un excelente trabajo en el desarrollo de un sistema exosquelético para la rehabilitación de la mano. En este trabajo demostró y desarrolló las siguientes capacidades:

- Generación de ficheros CAD 3D (formato STL) para impresión en impresora 3D.
- Manejo de la impresora 3D y de las técnicas de prototipado rápido.
- Programación de microcontroladores. En concreto trabajó con la tarjeta Arduino Uno.
- Desarrollo y publicación de un artículo científico publicado en las XXXV Jornadas de Automática a celebrar en Valencia (España)
- Participación como co-inventora en una solicitud de patente presentada a la OEPM.

A nivel personal, Samara demostró un excelente y cordial trato personal además de:

- Gran capacidad de trabajo, teniendo una jornada de trabajo de 9:00 a 18:00.
- Gran capacidad de trabajo en equipo; desarrollando junto a su compañera Yalena el trabajo encomendado.
- Perfecta integración con el resto de personal de la Unidad de Robótica Médica, reforzando los lazos de amistad con los compañeros.

Para cualquier información adicional no duden en contactar conmigo.

Reciban un cordial saludo.

Atentamente,



Dr. Jose Mª Sabater Navarro  
Coordinador de la acción CYTED 509AC0373  
Subdirector de la Escuela Politécnica Superior Miguel Hernández  
Grupo de Neuroingeniería Biomédica  
Dpto. Ingeniería de Sistemas y Automática  
Universidad Miguel Hernández  
[j.sabater@umh.es](mailto:j.sabater@umh.es)



Dr. Nicolás García Aracil  
Subdirector del Máster Univ. Ing. Industrial  
Grupo de Neuroingeniería Biomédica  
Dpto. Ingeniería de Sistemas y Automática  
Universidad Miguel Hernández  
[nicolas.garcia@umh.es](mailto:nicolas.garcia@umh.es)

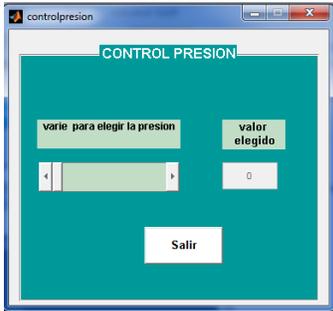
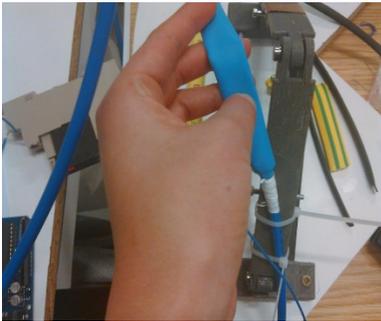


## ANEXO B. EXPERIMENTOS TERMORETRACTIL

Termo-retractil	$K= 26 \frac{N}{m}$			$K= 128 \frac{N}{m}$			$K= 175 \frac{N}{m}$		
	Voltaje(V)	Presión(bar)	Desplazamiento (cm)	Voltaje(V)	Presión (bar)	Desplazamiento (cm)	Voltaje (V)	Presión (bar)	Desplazamiento (cm)
1	No se registró ningún movimiento.								
2	0,39	0,64	0,50	No se registró ningún movimiento.					
	0,63	1,34	0,90						
	0,93	2,04	1,40						
3	0,14	0,24	4	0,34	0,60	2,4	no se registró movimiento		
	0,292	0,56	4,1	0,88	1,94	2,7			
	0,43	0,86	4,3	1,46	3,18	2,8			
	0,68	1,47	4,4	--	--	--			
	1,51	3,43	4,7	--	--	--			
4	0,15	0,05	3,40	0,19	0,39	0,4	0,73	1,61	0,40
	0,24	0,42	3,60	0,34	0,65	0,5	0,88	1,91	0,60
	0,34	0,65	3,80	0,87	1,92	0,7	1,02	2,30	1,00
	0,78	1,71	4,00	1,07	2,45	0,9	1,37	3,21	1,30
	0,97	2,13	4,20	1,56	3,59	1,3	1,65	3,81	1,50
	2,00	4,29	4,60	--	--	--	2,04	4,47	1,70
5	0,15	0,26	4,50	0,15	0,19	2,9	0,43	0,88	0,50
	0,49	1,00	4,70	0,29	0,53	3,2	0,58	1,23	0,60
	1,56	3,56	5,00	0,39	0,80	3,3	0,78	1,72	0,90
	--	--	--	1,46	3,21	3,6	1,30	2,68	1,20
6	0,26	0,45	5	0,28	0,5	3,3	0,52	1,13	0,74
	0,71	1,49	5,3	0,52	1,1	3,6	0,85	1,67	0,93
	1,62	3,63	5,5	0,67	1,4	3,7	0,99	2,12	1,26
	1,86	3,72	5,7	1,83	3,6	4	1,58	3,52	1,61

Tabla B.1. Resultados experimentación  
Fuente: Propia.

## ANEXO B.1 FICHA TECNICA EXPERIMENTO

Ficha técnica experimento	
<b>Autores:</b>	Yalena Narváez Plaza Samara Catalina Enriquez
<b>Objetivo</b>	Conocer el valor de fuerza generado por diferentes fundas termoretráctiles como el resultado del incremento de la presión anterior.
<b>Materiales</b>	Fundas termoretráctiles de diferentes diámetro Compresor Válvula reguladora de presión Computador Mecanismo diseñado (Como el mostrado en el apartado) Muelles de extensión con diferentes valores de constante de elasticidad Tarjeta Arduino Uno MATLAB Cinta métrica Tornillos
<b>Procedimiento</b>	<p>Se realizan las conexiones neumáticas entre la fuente de aire y la válvula reguladora de presión, posteriormente se desarrolla una sencilla aplicación en la cual es posible variar el flujo de aire suministrado por la válvula, en seguida se realiza el montaje con los demás elementos, estos son: mecanismo diseñado, muelles de extensión, fundas termoretráctiles, cinta métrica y tornillos.</p> <p>Una vez realizado lo anterior se procede a variar la presión suministrada por la válvula reguladora a la funda termoretráctil, esto se logra variando el voltaje suministrado por una de las salidas PWM de la tarjeta Arduino Uno que se encuentra conectada a la válvula.</p> <p>Después de lo anterior, se debe registrar el valor de desplazamiento de la pieza E para cada una de las fundas termoretráctiles, a continuación es posible obtener el valor de la fuerza generada por cada una de las fundas termoretráctiles empleando la ley de Hooke.</p>
<b>Imágenes</b>	 

## ANEXO C. TRAYECTORIAS TEÓRICAS

En adelante se utiliza la siguiente notación:

Falange distal:  $F_d$

Falange media:  $F_m$

Falange proximal:  $F_p$

Angulo de movimiento falanges= $\alpha_1 \approx 90^\circ$

Las trayectorias teóricas observadas en la Figura C.1 se logran con el movimiento de las articulaciones, de tal forma que la trayectoria 1 ( $T_1$ ) se obtiene con el movimiento de la articulación MCP, la trayectoria 2 ( $T_2$ ) con el movimiento simultaneo de las articulaciones MCP y PIP, la trayectoria 3 ( $T_3$ ) con el movimiento simultáneo de las articulaciones MCP, PIP y DIP, mientras que trayectoria final se obtiene con la extensión total del dedo:

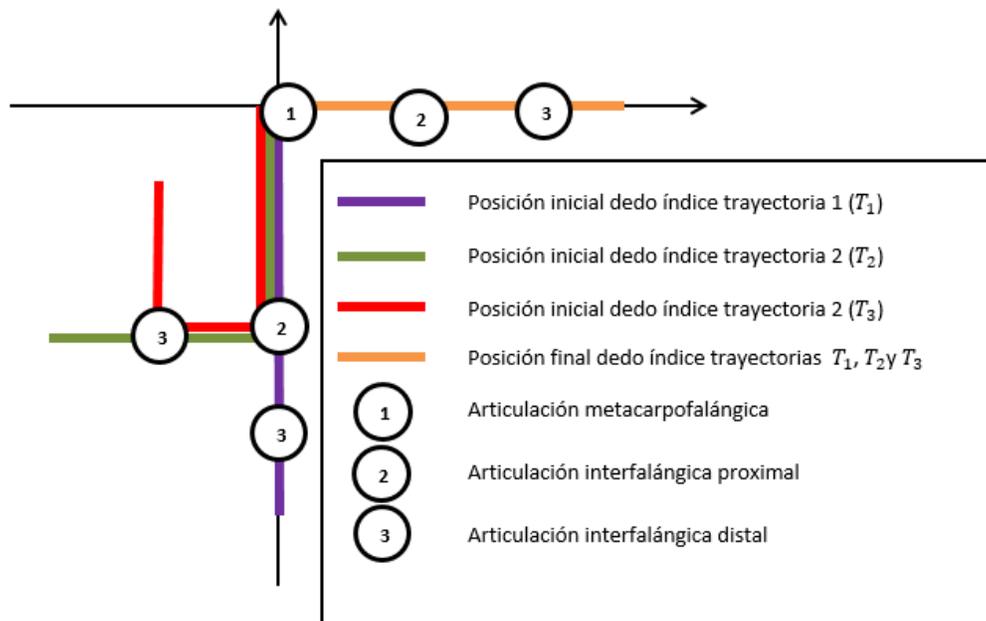


Figura C.1 Trayectorias teóricas  
Fuente: Propia.



La Figura C.2 presenta la trayectoria teórica 1 ( $T_1$ ):

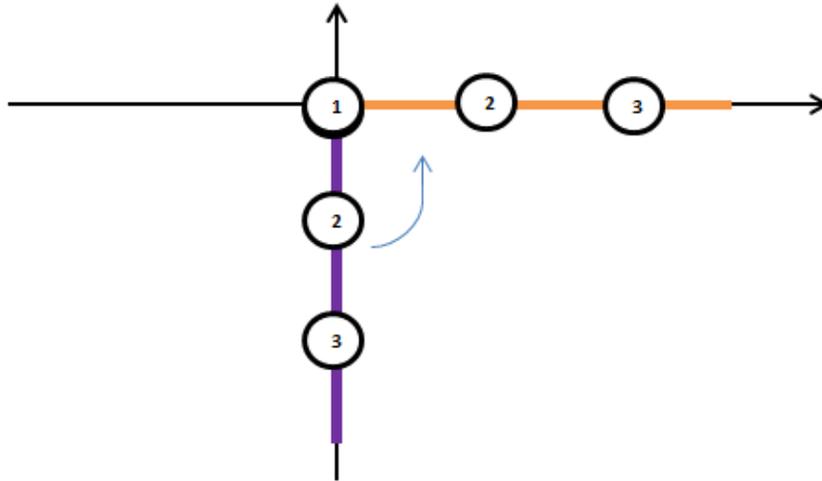


Figura C.2 Trayectoria teórica 1  
Fuente: Propia.

Esta trayectoria se modela con las ecuaciones C.1 y C.2.

$$T_{1x} = (F_d + F_m + F_p)\text{sen}(\alpha_1) \tag{C.1}$$

$$T_{1y} = -(F_d + F_m + F_p)\text{cos}(\alpha_1) \tag{C.2}$$

La Figura C.3 presenta la trayectoria teórica 2 ( $T_2$ ), descrita mediante las ecuaciones C.3 y C.4:

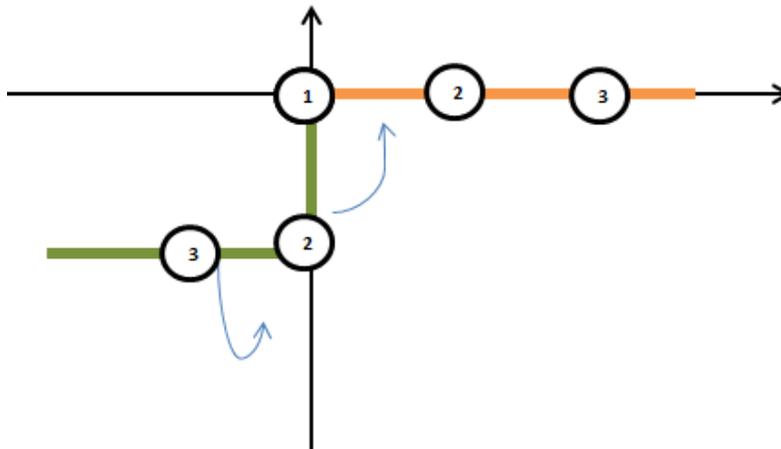


Figura C.3 Trayectoria teórica 2  
Fuente: Propia.

$$T_{2x} = (F_p)\text{sen}(\alpha_1) - (F_m + F_d)\text{cos}(2 * \alpha_1) \tag{C.3}$$

$$T_{2y} = -(F_p)\cos(\alpha_1) - (F_m + F_d)\text{sen}(2 * \alpha_1) \quad (\text{C.4})$$

La Figura C.4 presenta la trayectoria teórica 3 ( $T_3$ ):

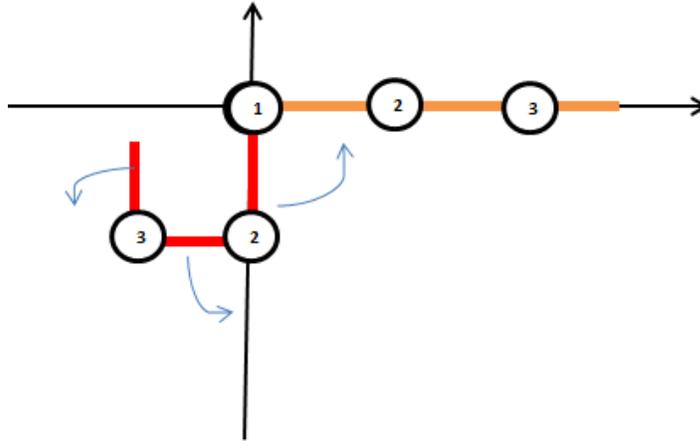


Figura C.4 Trayectoria teórica 3  
Fuente: Propia.

Esta trayectoria se modela con las ecuaciones C.5 y C.6.

$$T_{3x} = (F_p)\text{sen}(\alpha_1) - (F_m)\cos(2 * \alpha_1) - (F_d)\text{sen}(3 * \alpha_1) \quad (\text{C.5})$$

$$T_{3y} = -(F_p)\cos(\alpha_1) - (F_m)\text{sen}(2 * \alpha_1) + (F_d)\cos(3 * \alpha_1) \quad (\text{C.6})$$

Tomando el promedio de la medida de cada una de las falanges se tiene la ecuación C.7:

$$T_3 = \sqrt{(T_{3x} + T_{3y})^2} = 2,1 \text{ cm} \quad (\text{C.7})$$

Que es el valor tomado como referencia para el ejercicio programado en el software, que culmina con la desaparición del murciélago de la escena.



## ANEXO D. MATRICES DE TRASFORMACIÓN

Para el sistema de barras del mecanismo exoesqueleto es necesario conocer su comportamiento, para ello se halla el modelo geométrico de cada una con la ayuda de las matrices de transformación a continuación expuestas.

En donde:

b1\_T\_b0: Matriz para posicionar correctamente la barra 1.

c1\_T\_b1: Matriz de transformación del centro de giro 1 a la barra 1.

b2\_T\_b0: Matriz para posicionar correctamente la barra 2.

c2\_T\_b1: Matriz de transformación del centro de giro 2 a la barra 2.

b3\_T\_b0: Matriz para posicionar correctamente la barra 3.

eef\_T\_b3: Matriz de transformación del efector final a la barra 3.

p1\_T\_p2: Matriz de transformación de la conexión 2 a la 3, en la barra 2.

${}^0T_2$ : Modelo geométrico directo centro de rotación 1.

${}^0T_3$ : Modelo geométrico directo centro de rotación 2.

${}^0T_4$ : Modelo geométrico directo mecanismo.

${}^0T_{b1}$ : Modelo geométrico directo barra 1.

${}^0T_{b2}$ : Modelo geométrico directo barra 2.

${}^0T_{b3}$ : Modelo geométrico directo barra 3.

Y se tiene que el modelo geométrico directo de las barras 1, 2 y 3 corresponden a las ecuaciones D.1, D.2 y D.3 respectivamente:

$${}^0T_{b1} = {}^0T_2 * c1_T_b1 * b1_T_b0 \quad (D.1)$$

$${}^0T_{b2} = {}^0T_3 * c2_T_b2 * b2_T_b0 \quad (D.2)$$

$${}^0T_{b3} = {}^0T_4 * eef_T_b3 \quad (D.3)$$



## D.1 DEDO ÍNDICE

$$b1\_T\_b0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0.005 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$c1\_T\_b1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.022452 \\ 0 & 1 & 0 & -0.031404 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$c2\_T\_b2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.000843 \\ 0 & 1 & 0 & -0.028653 \\ 0 & 0 & 1 & 0.003 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$b2\_T\_b0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.0025 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$b3\_T\_b0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.005 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$p1\_T\_p2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -0.014 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$eef\_T\_b3 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -0.01995 \\ 0 & -1 & 0 & -0.018281 - 0.004 \\ 0 & 0 & -1 & 0.005 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

## D.2 DEDO CORAZÓN

$$b1\_T\_b0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0.028 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$c1\_T\_b1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.022541 \\ 0 & 1 & 0 & -0.029989 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$c2\_T\_b2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.001653 \\ 0 & 1 & 0 & -0.03121 \\ 0 & 0 & 1 & 0.008 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$b2\_T\_b0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.0025 + 0.020 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$b3\_T\_b0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.005 - 0.02 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$eef\_T\_b3 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -0.020531 \\ 0 & -1 & 0 & -0.018679 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$p1\_T\_p2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -0.014 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

## D.3 DEDO ANULAR

$$b1\_T\_b0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0.05 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$c1\_T\_b1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.022 \\ 0 & 1 & 0 & -0.031054 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



$$c2\_T\_b2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -0.004 \\ 0 & 1 & 0 & -0.0315 \\ 0 & 0 & 1 & 0.006 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$b3\_T\_b0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.005 - 0.04 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$eef\_T\_b3 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -0.023 \\ 0 & -1 & 0 & -0.025 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$p1\_T\_p2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -0.012 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$b2\_T\_b0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.0025 + 0.04 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

#### D.4 DEDO MEÑIQUE

$$b1\_T\_b0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0.070 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$b3\_T\_b0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.005 - 0.06 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$c1\_T\_b1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.015 \\ 0 & 1 & 0 & -0.023 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$p1\_T\_p2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -0.010 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$eef\_T\_b3 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -0.027 \\ 0 & -1 & 0 & -0.01488 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$c2\_T\_b2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -0.0115 \\ 0 & 1 & 0 & -0.02 \\ 0 & 0 & 1 & 0.008 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$b2\_T\_b0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.0025 + 0.06 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

#### D.5 PULGAR

$$b1\_T\_b0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.028 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$c2\_T\_b2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.001653 \\ 0 & 1 & 0 & -0.03121 \\ 0 & 0 & 1 & 0.008 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$c1\_T\_b1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.022541 \\ 0 & 1 & 0 & -0.029989 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$b2\_T\_b0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.0025 - 0.020 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



$$b3\_T\_b0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.005 + 0.02 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$p1\_T\_p2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -0.012 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$eef\_T\_b3 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -0.018531 \\ 0 & -1 & 0 & -0.015679 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

## ANEXO E. PLANOS NEUMATICOS Y ELECTRICOS

En las Figuras E.1 y E.2 se presenta el plano neumático de los mecanismos expuestos, bajo la norma ISO 1219 con sus correspondientes definiciones en las Tablas E.1 y E.2 respectivamente:

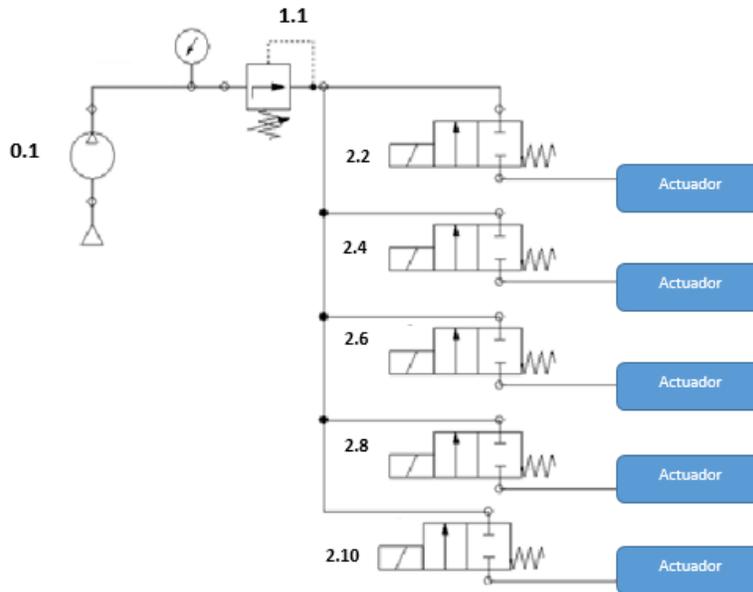


Figura E.1 Plano neumático mecanismo termoretráctil (Norma ISO 1219)  
Fuente: Propia.

Sigla	Componente	Influye en semiciclo
0.1	Compresor	Todos
1.1	Válvula proporcional	Todos
2.2	Válvula 2/2.Accionamiento eléctrico	Positivo
2.4	Válvula 2/2.Accionamiento eléctrico	Positivo
2.6	Válvula 2/2.Accionamiento eléctrico	Positivo
2.8	Válvula 2/2.Accionamiento eléctrico	Positivo
2.10	Válvula 2/2.Accionamiento eléctrico	Positivo

Tabla E.1 Definición siglas plano mecanismo termoretráctil  
Fuente: Propia.

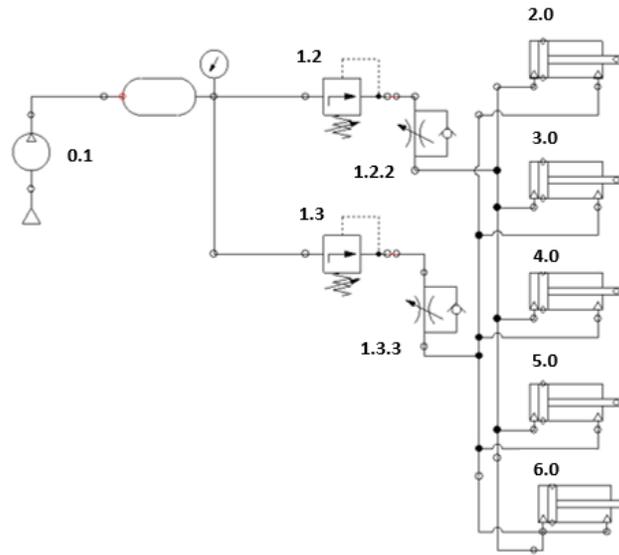


Figura E.2 Plano neumático mecanismo exoesqueleto (Norma ISO 1219)  
Fuente: Propia.

Sigla	Componente	Influye en semiciclo
0.1	Compresor	Todos
1.2	Válvula proporcional	Positivo
1.2.2	Regulador unidireccional(influye en la velocidad avance)	Positivo
1.3	Válvula proporcional	Negativo
1.3.3	Regulador unidireccional(influye en la velocidad retroceso)	Negativo
2.0	Cilindro de doble efecto	Todos
3.0	Cilindro de doble efecto	Todos
4.0	Cilindro de doble efecto	Todos
5.0	Cilindro de doble efecto	Todos
6.0	Cilindro de doble efecto	Todos

Tabla E.2 Definición siglas plano mecanismo exoesqueleto  
Fuente: Propia.

De las Figuras E.3 a E.6 se presentan el plano neumático y eléctrico de los mecanismos expuestos, lo anterior bajo la norma ISA 5.1 y 5.3

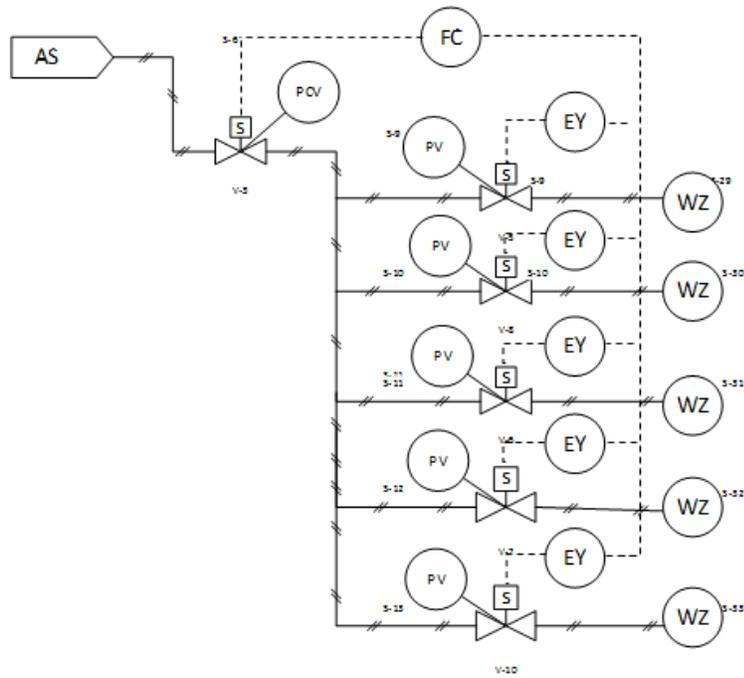


Figura E.3 Plano neumático mecanismo termoretráctil (Norma ISA 5.1 Y 5.3)  
Fuente: Propia.

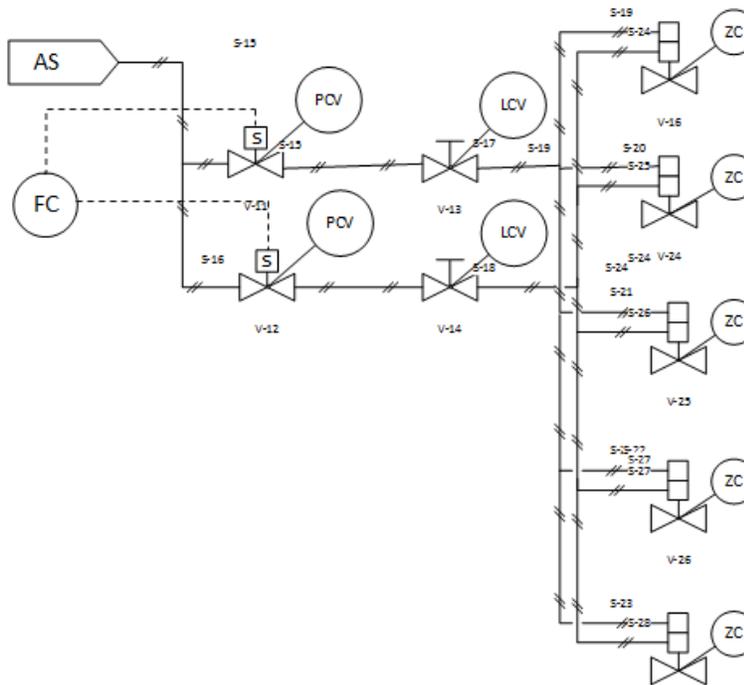


Figura E.4 Plano neumático mecanismo exoesqueleto (Norma ISA 5.1 Y 5.3)  
Fuente: Propia.

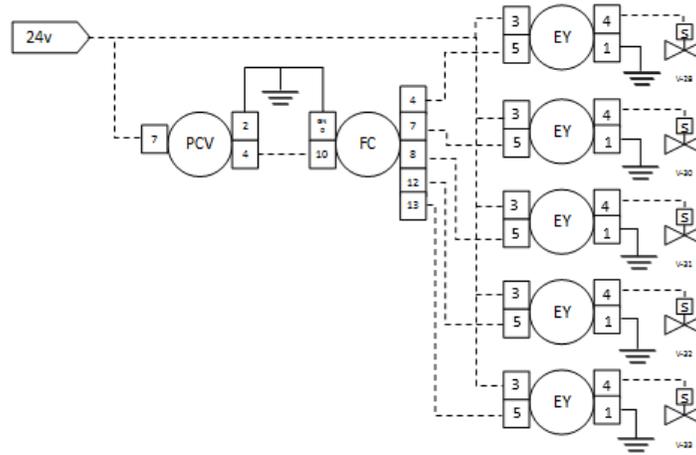


Figura E.5 Plano eléctrico mecanismo termoretráctil (Norma ISA 5.1 Y 5.3)  
Fuente: Propia.

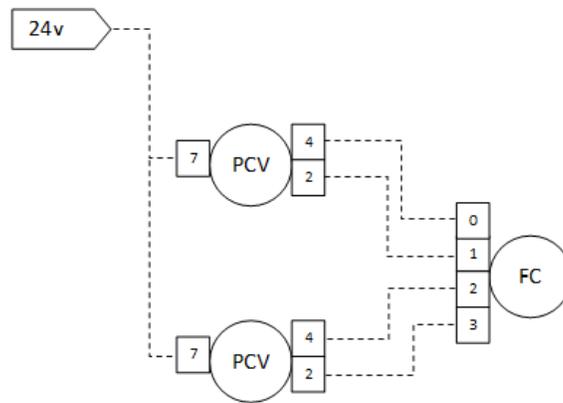


Figura E.6 Plano eléctrico mecanismo exoesqueleto (Norma ISA 5.1 Y 5.3)  
Fuente: Propia.

## ANEXO F. FUNCIONAMIENTO DEL MECANISMO EXOESQUELETO.

Después de terminada la construcción del mecanismo exoesqueleto, se realizan pruebas con él, en las que se incluyen la sujeción y transporte de algunos elementos en los que se encuentran: una botella de agua vacía, un vaso de plástico, bolas de diferente tamaños (88 mm, 60 mm y 45 mm de diámetro), entre otros.

Con esto es posible observar los rangos de cierre del dispositivo y como acopla la mano a los diferentes elementos.

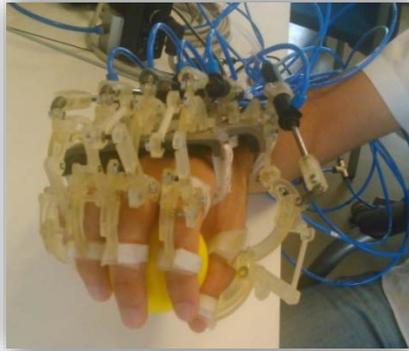


Figura F.1 Mecanismo sujetando bola de 60 mm de diámetro.  
Fuente: Propia.

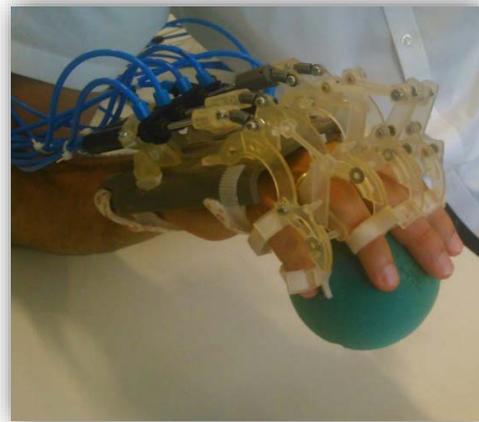
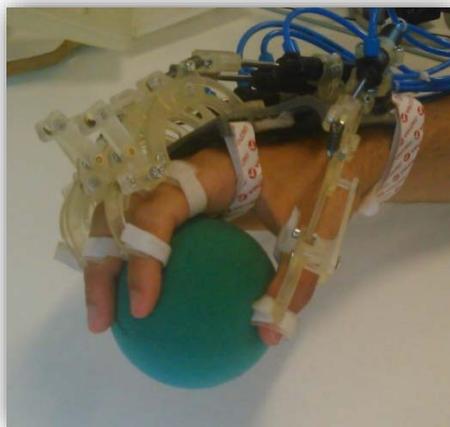


Figura F.2 Mecanismo sujetando bola de 88 mm de diámetro  
Fuente: Propia.

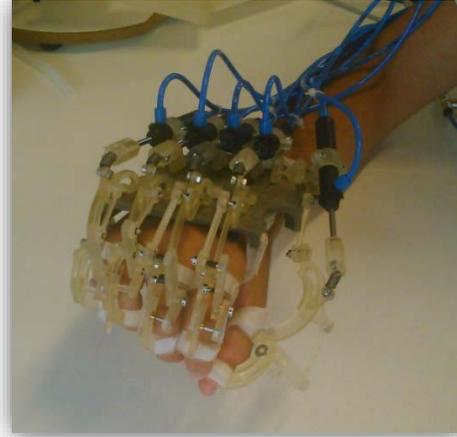
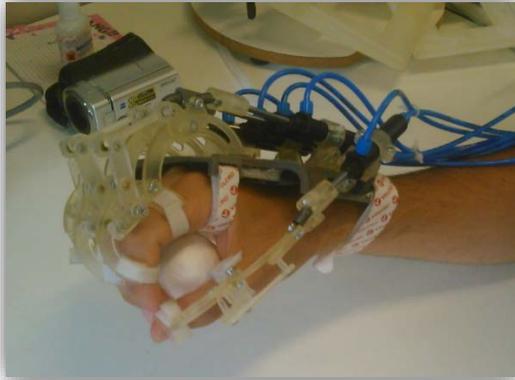


Figura F.3 Mecanismo sujetando bola de 45 mm de diámetro  
Fuente: Propia.



Figura F.4 Mecanismo sujetando botella plástica  
Fuente: Propia.



## **ANEXO G. APLICACIONES DESARROLLADAS.**

Los códigos (archivos .m) correspondientes a las aplicaciones desarrolladas para ambos mecanismo, se presentan anexos en el CD correspondiente y adjunto a este documento.

## ANEXO H. LÓGICA DEL SUMINISTRO DE PRESION

Primero los vectores se ordenan de mayor a menor, esto se hace mediante el método de la burbuja, de esta forma si se tiene un vector de la forma:

$$V_1 = [ a b c d e ]$$

Este se organiza, dando por ejemplo como resultado un vector:

$$V_2 = [ a d b c e ]$$

Luego se establece la correspondencia entre las posiciones de las componentes  $V_1(i)$ ,  $i=1, 2, 3, 4, 5$  y  $V_2(j)$ ,  $j=1, 2, 3, 4, 5$ , esto se explica en el siguiente diagrama de flujo, para este se debe tener presente que el vector  $R(i)$  corresponde a los unos y ceros lógicos enviados a los relés:

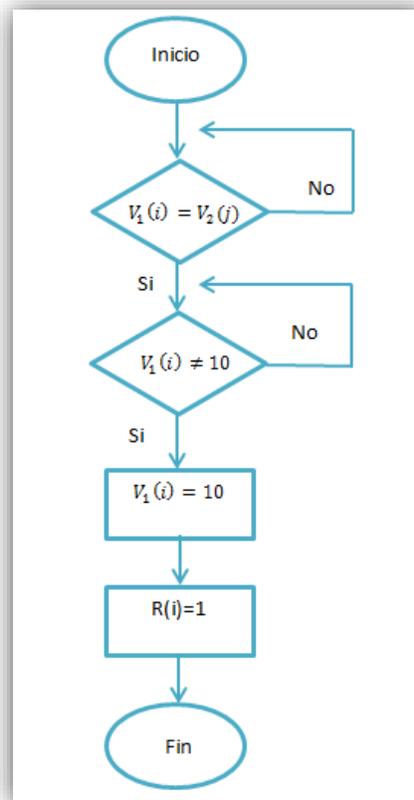


Figura H.1 Diagrama de flujo del suministro de presión  
Fuente: Propia.