



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y
MECÁNICA**

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO
DE INGENIERA EN MECATRÓNICA**

**TEMA: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE
REHABILITADOR DE MANO APLICANDO ROBÓTICA BLANDA PARA
EL MEJORAMIENTO DE LA SUJECIÓN EN PERSONAS CON ESCASA
MOVILIDAD**

AUTOR: AVILA MANOBANDA, VANESSA ESTEFANÍA

DIRECTOR: ING. GORDÓN GARCÉS, ANDRÉS MARCELO

LATACUNGA

2019



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, ***“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE REHABILITADOR DE MANO APLICANDO ROBÓTICA BLANDA PARA EL MEJORAMIENTO DE LA SUJECIÓN EN PERSONAS CON ESCASA MOVILIDAD”*** fue realizado por la señorita ***AVILA MANOBANDA, VANESSA ESTEFANÍA***, el mismo que ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Latacunga, 29 de enero del 2019

Atentamente;

Una firma manuscrita en tinta azul que dice "ANDRÉS GORDÓN".

Ing. Andrés Gordón

C.C.: 1803698800



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Yo, **AVILA MANOBANDA, VANESSA ESTEFANÍA**, declaro que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: “**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE REHABILITADOR DE MANO APLICANDO ROBÓTICA BLANDA PARA EL MEJORAMIENTO DE LA SUJECIÓN EN PERSONAS CON ESCASA MOVILIDAD**” es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Latacunga, 29 de enero del 2019



Vanessa Estefanía Avila Manobanda

C.C.: 1804962155



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Yo, **AVILA MANOBANDA, VANESSA ESTEFANÍA**, autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación “**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE REHABILITADOR DE MANO APLICANDO ROBÓTICA BLANDA PARA EL MEJORAMIENTO DE LA SUJECIÓN EN PERSONAS CON ESCASA MOVILIDAD**” en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi autoría y responsabilidad.

Latacunga, 29 de enero del 2019

Vanessa Estefanía Avila Manobanda

C.C.: 1804962155

DEDICATORIA

Dedico el siguiente proyecto de grado de manera especial a mis padres, Milton y Elena, gracias a su trabajo, sacrificio y amor incondicional he culminado una meta más en lo profesional. Mi tío John, que lo considero como un segundo padre, por compartir momentos significativos conmigo y por siempre estar dispuesto a escucharme y ayudarme en cualquier momento. A mis hermanos Nelson y Sandro que a pesar de su mal carácter siempre estuvieron presentes con su apoyo y mi hermana Giovanna por los ejemplos de perseverancia y constancia que la caracterizan y que me ha infundado siempre, por el valor mostrado para salir adelante y por su amor infinito.

Vanessa Avila

AGRADECIMIENTO

Agradezco a mi familia por todo el apoyo incondicional brindado durante la elaboración del presente proyecto y durante mi formación profesional en la universidad.

Además, a los docentes que forman parte de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE-L, por haber compartido sus conocimientos a lo largo de la carrera, y de manera especial al Ingeniero Andrés Gordon director de este proyecto de investigación por su colaboración en el desarrollo de este trabajo.

Por ultimo a todas las personas que aportaron de alguna manera para la realización de este proyecto.

Vanessa Avila

ÍNDICE DE CONTENIDO

CARÁTULA

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA.....	i
CERTIFICACIÓN	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	ii
AUTORIZACIÓN.....	iii
DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTO	v
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	vi
ÍNDICE DE TABLAS.....	xi
ÍNDICE DE FIGURAS	xiii
RESUMEN	xvi
ABSTRACT.....	xvii

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

1.1 Antecedentes.....	1
1.2 Planteamiento del problema	2
1.3 Justificación	2
1.4 Objetivos del proyecto	3

1.4.1	Objetivo general.....	3
1.4.2	Objetivos específicos.....	3
1.5	Metas.....	4
1.6	Hipótesis.....	4
1.7	Variables de investigación.....	5
1.7.1	Variable independiente.....	5
1.7.2	Variable dependiente.....	5
1.8	Ictus.....	5
1.8.1	Tipos de ictus.....	5
1.8.2	Secuelas del ictus.....	6
1.9	Rehabilitación.....	7
1.10	Tipos de rehabilitación.....	7
1.10.1	Rehabilitación convencional.....	7
1.10.2	Ingeniería de rehabilitación.....	8
1.11	Primeros pasos de la robótica blanda.....	13
1.12	Material para elaboración de actuadores blandos.....	15
1.12.1	Silicona Ecoflex.....	15
1.12.2	Caucho de silicona.....	15
1.13	Morfología de actuadores blandos.....	16
1.13.1	Actuadores rectangulares.....	17

1.13.2 Actuadores semicirculares.....	18
1.13.3 Actuador circular.....	20
1.14 Método de selección de conceptos.....	21

CAPÍTULO II

SELECCIÓN DE COMPONENTES Y DISEÑO DEL REHABILITADOR

2.1 Metodología.....	23
2.2 Definición de necesidades.....	23
2.3 Definición de las especificaciones.....	24
2.4 Selección de componentes eléctricos, electrónicos y mecánicos.....	26
2.4.1 Fuente de aire.....	26
2.4.2 Sensor de fuerza.....	28
2.4.3 Energía.....	29
2.4.4 Control.....	31
2.4.5 Válvula de solenoide.....	33
2.4.6 Método de fabricación de actuadores blandos.....	34
2.4.7 Morfología.....	36
2.5 Diseño del rehabilitador de mano.....	38
2.6 Diseño electrónico y de control.....	38
2.6.1 Diagrama del circuito de control.....	38

2.6.2	Diagrama del FSR	39
2.6.3	Proceso de funcionamiento del prototipo.....	40
2.7	Diseño de moldes	40
2.7.1	Molde abierto y molde de cierre.....	41
2.7.2	Molde base	42
2.7.3	Diseño de actuador blando	42
2.8	Diagrama neumático.....	44
2.9	Simulación del actuador blando.....	44
2.10	Diseño del guante.....	46
2.11	Definición del diseño.....	49

CAPÍTULO III

CONSTRUCCIÓN E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA

2.1	Construcción del sistema electrónico y de control	51
3.1.1	Desarrollo del circuito de control.....	51
3.1.2	Desarrollo del circuito FSR	52
3.1.3	Programación de la tarjeta Arduino Uno	53
3.2	Construcción del sistema mecánico	54
3.2.1	Impresión 3D de moldes	55
3.2.2	Fabricación de actuadores blandos	55

3.3	Montaje del sistema de control y mecánico	60
3.4	Elaboración del guante	62

CAPÍTULO IV

PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1	Prueba de actuadores blandos	64
4.2	Prueba de funcionamiento	65
4.3	Validación de la hipótesis	68
4.4	Análisis económico del proyecto.....	72

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1	Conclusiones	74
4.1	Recomendaciones	75

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	77
---	-----------

ANEXOS	83
---------------------	-----------

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 <i>Aplicaciones de la robótica blanda</i>	14
Tabla 2 <i>Tipo de morfologías de actuadores blandos</i>	17
Tabla 3 <i>Proceso de selección de conceptos</i>	21
Tabla 4 <i>Definición de necesidades del proyecto</i>	24
Tabla 5 <i>Lista de especificaciones del proyecto</i>	24
Tabla 6 <i>Selección de conceptos: Fuente de aire</i>	26
Tabla 7 <i>Evaluación de concepto: Fuente de aire</i>	27
Tabla 8 <i>Selección de conceptos: Sensor de fuerza</i>	28
Tabla 9 <i>Evaluación de conceptos: Sensor de fuerza</i>	28
Tabla 10 <i>Selección de concepto: Fuente energía</i>	30
Tabla 11 <i>Evaluación de conceptos: Fuente de energía</i>	30
Tabla 12 <i>Selección de conceptos: Tarjeta de control</i>	31
Tabla 13 <i>Evaluación de conceptos: Tarjeta de control</i>	32
Tabla 14 <i>Selección de conceptos: Válvula de solenoide</i>	33
Tabla 15 <i>Evaluación de conceptos: Válvula de solenoide</i>	33
Tabla 16 <i>Selección de conceptos: Fabricación de actuadores</i>	35
Tabla 17 <i>Evaluación de conceptos: Fabricación de actuadores</i>	35
Tabla 18 <i>Selección de conceptos: Morfología del actuador</i>	36
Tabla 19 <i>Evaluación de conceptos: Morfología del actuador</i>	37
Tabla 20 <i>Dimensiones mano 1</i>	46
Tabla 21 <i>Dimensiones mano 2</i>	48
Tabla 22 <i>Dimensiones mano 3</i>	48

Tabla 23 <i>Resultados de presión máxima</i>	65
Tabla 24 <i>Programa de rehabilitación</i>	66
Tabla 25 <i>Prueba de sujeción de objetos pequeños</i>	67
Tabla 26 <i>Prueba de sujeción de objetos medianos – grandes</i>	67
Tabla 27 <i>Valores de frecuencias observadas (f_o)</i>	69
Tabla 28 <i>Valores de frecuencia esperada (f_e)</i>	70
Tabla 29 <i>Valor de cada elemento del proyecto</i>	72

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Daño cerebral adquirido	5
Figura 2. Tipo de alteraciones en la circulación sanguínea.....	6
Figura 3. Rehabilitación convencional	8
Figura 4. HEXORR robot para rehabilitación de la mano	9
Figura 5. Robot Amadeo.....	10
Figura 6. Guante ergonómico portátil	10
Figura 7. Guantes de rehabilitación de Panasonic	11
Figura 8. Guante Robótico Gloreha Sinfonía.....	12
Figura 9. YouGrabber.....	13
Figura 10. Guante robótico blando	14
Figura 11. El pez robótico blando	14
Figura 12. Pinza flexible basada en robótica blanda	14
Figura 13. Ecoflex 35.....	15
Figura 14. Caucho de silicona	16
Figura 15. Tipos de sección transversal	17
Figura 16. Actuador PneuNet	18
Figura 17. Actuador PneuNet	18
Figura 18. Actuador reforzados con fibra	19
Figura 19. Actuador reforzados con fibra	19
Figura 20. Músculo artificial neumático	20
Figura 21. Músculo artificial neumático	20
Figura 22. Sistema electroneumático	25

Figura 23. Mini compresor de aire automático.....	27
Figura 24. Sensores de fuerza resistivo (FSR).....	29
Figura 25. Fuente de alimentación 12VDC.....	31
Figura 26. Arduino Uno	32
Figura 27. Válvula P2LBZ692EENDBB53	34
Figura 28. Actuador semicircular	38
Figura 29. Diagrama del circuito de control	39
Figura 30. Diagrama del FSR y LCD	39
Figura 31. Diagrama de flujo funcionamiento	40
Figura 32. Diseño de moldes.....	41
Figura 33. Ensamble de molde abierto y de cierre	41
Figura 34. Molde base.....	42
Figura 35. Capa superior extensible.....	42
Figura 36. Capa inferior inextensible	43
Figura 37. Actuador blando	43
Figura 38. Diagrama neumático del sistema	44
Figura 39. Análisis del actuador blando presurizado	45
Figura 40. Antropometría de la mano 1	46
Figura 41. Antropometría de la mano 2	47
Figura 42. Antropometría de la mano 3	48
Figura 43. Diseño del guante.....	49
Figura 44. Diseño final del guante rehabilitador	50
Figura 45. Diagrama de ruteo del circuito de control	51
Figura 46. PCB del circuito de control soldado.....	52

Figura 47. Diagrama de ruteo del circuito FSR.....	52
Figura 48. PCB del circuito FSR soldado	52
Figura 49. Definición de pines	53
Figura 50. Definición de pines de entrada/salida.....	53
Figura 51. Código a ser ejecutado.....	54
Figura 52. Impresión 3D de moldes.....	55
Figura 53. Moldes.....	55
Figura 54. Medición de componente A y B.....	56
Figura 55. Relleno de mezcla en molde abierto	56
Figura 56. Eliminación burbujas en la mezcla	57
Figura 57. Colocación de molde de cierre en la cavidad	57
Figura 58. Moldeo del material	58
Figura 59. Capa superior extensible.....	58
Figura 60. Unión de capas extensible e inextensible.....	59
Figura 61. Colocación de fibra inextensible	59
Figura 62. Instalación de manguera	60
Figura 63. Sistema de control del rehabilitador	61
Figura 64. Caja de control	62
Figura 65. Montaje del tablero de control	62
Figura 66. Guante para el rehabilitador	63
Figura 67. Desplazamiento angular del actuador blando	65
Figura 68. Distribución de Chi-cuadrado	71

RESUMEN

El siguiente proyecto de titulación consiste en el diseño e implementación de un prototipo de guante rehabilitador de mano para personas que presenten deterioro en sus habilidades motoras finas, este dispositivo permite la potenciación de la mano mediante un movimiento de apertura y cierre del mismo aplicando robótica blanda. Este sistema de rehabilitador tiene como característica principal el funcionamiento del guante mediante actuadores blandos, que es una tecnología nueva en el campo de la robótica mediante la fabricación de materiales elastómeros, este tipo de actuadores blandos son ligeros y muy flexibles y pretenden mejorar la manipulación de objetos por medio de movimientos suaves durante la rehabilitación de los usuarios. Para el correcto funcionamiento del proyecto se realiza la instalación de un sistema electroneumático; el fluido neumático permite el movimiento de los actuadores blandos, que se generan a partir del microcontrolador. Para factibilidad del proyecto tanto el sistema mecánico como electrónico son desarrollados y diseñados mediante software asistidos por computador para proceder a su implementación. Este proyecto es una nueva alternativa de rehabilitación que está encaminada en un prototipo más dócil con el fin de lograr una integridad con el usuario a comparación con los dispositivos asistenciales disponibles en el mercado, enfocados en esta área siendo estos más robustos.

PALABRAS CLAVE:

- **ROBÓTICA**
- **GUANTE REHABILITADOR**
- **ELASTÓMERO**
- **MANO - REHABILITACIÓN**

ABSTRACT

The following project consists of the design and implementation of a prototype hand-held rehabilitation glove for people who present deterioration in their fine motor skills. This device strengthens the hand through a movement of opening and closing applying soft robotics. This rehabilitation system has as main characteristic, the operation of the glove is done by soft actuators, which is a new technology in the field of robotics through the manufacture of elastomeric materials. This type of soft actuator is light and very flexible and aims to improve the handling of objects by means of smooth movements during the rehabilitation of the users. The installation of an electro-pneumatic system was carried out for the correct operation of the project; the pneumatic fluid allows the movement of the soft actuators, which are commanded from the microcontroller. For the feasibility of the project both the mechanical and electronic systems are developed and designed by computer-assisted software to proceed with its implementation. This project is a new rehabilitation alternative that is aimed at a more docile prototype to achieve integrity with the user compared to the assistive devices available in the market focused on this area.

KEYWORDS:

- **ROBOTICS**
- **REHABILITATING GLOVE**
- **ELASTÓMERO**
- **HAND – REHABILITATION**

PRESENTACIÓN

El presente proyecto explica el diseño e implementación de un prototipo de rehabilitador de mano aplicando robótica blanda para el mejoramiento de la sujeción en personas con escasa movilidad

En el Capítulo I, se detallan los aspectos generales del proyecto como antecedentes, planteamiento del problema, justificación, objetivos, metas, hipótesis, variables y fundamentación teórica.

En el Capítulo II, se realiza la selección de componentes electrónicos y eléctricos para el sistema de control y para la parte mecánica el material de los actuadores, después se desarrolla mediante software asistido por computador el diseño mecánico del rehabilitador y diseño electrónico para el control.

En el Capítulo III, se plasma la construcción del circuito de control de todo el proyecto y la elaboración de los actuadores blandos para proceder con la implementación de cada uno de los componentes que conformarán parte del rehabilitador.

En el capítulo IV, se presentan las pruebas que se realizan a los actuadores blandos y el funcionamiento del proyecto final con sus respectivos resultados obtenidos.

En el capítulo V, se generan las conclusiones y recomendaciones que resultan relevante en el proyecto en base a todo el desarrollo del mismo.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

1.1 Antecedentes

La rehabilitación “tiene como objetivo mejorar las condiciones físicas, psíquicas, económicas y sociales de los seres humanos, que han nacido o adquirido una condición de incapacidad, con relación a los otros seres humanos” (Velasco, 1999).

Mediante los métodos terapéuticos, para la rehabilitación de un miembro superior se realiza de una serie de ejercicios que ayuden a restablecer su función, obteniendo mejoras en las articulaciones afectadas y el fortalecimiento de los músculos para la función manual. (Sánchez & Arana-Echeverría, 2010)

Los avances tecnológicos ofrecen la facilidad de rehabilitación en los pacientes, según el doctor Juan Ignacio Marín “en algunos casos, incluso abre la posibilidad de continuar el trabajo en el ámbito domiciliario, con el control a distancia por parte de terapeutas y facultativos. Se hace realidad la rehabilitación a distancia o telerehabilitación” (Red Menni, 2016). Actualmente se ha desarrollado un guante robótico blando que favorece a la recuperación de movimientos de la mano según explica la Universidad Nacional de Singapur en un comunicado, “a diferencia de los artefactos de rehabilitación robóticos convencionales, está creado con materiales blandos, adaptándose así a los movimientos naturales de la mano, lo que reduce posibles molestias y el riesgo de lesión” (Pérez, 2016).

1.2 Planteamiento del problema

La recuperación de personas con cierta discapacidad motriz actualmente es esencial, es por ello que existen diferentes dispositivos que ayudan a su rehabilitación, pero a un costo elevado, al mismo tiempo estos productos no ofrecen la comodidad necesaria para los usuarios en cuanto se refiere a tamaño, forma y adaptación

Ecuador es un país joven, con grandes deseos de superación y de encontrar independencia tecnológica fundamentalmente en el sector salud, pues es primordial garantizar una buena calidad de vida, al menor costo posible. Desafortunadamente, algunos pacientes no pueden ser rehabilitados, ya sea por la falta de equipos o porque los dispositivos no se encuentran en el mercado.

Un nuevo campo de la robótica blanda, pretende construir máquinas autónomas maleables que se adapten a zonas de desastre con más ligereza y cuyo roce con el ser humano sea más agradable.

Por lo tanto, el presente proyecto plantea un prototipo de rehabilitador que fácilmente se acople a la mano del usuario y que proporcione la comodidad requerida por las personas que lo usen y a su vez ayude a reeducar la movilidad de los dedos.

1.3 Justificación

Existen rehabilitadores de manos que son rígidos y que pueden servir de dispositivo asistencial en casos de movilidad limitada, guiando a los pacientes por ejercicios. Pero un dispositivo que se alinea de forma más flexible a las articulaciones del paciente, aporta

un toque más cuidadoso con los tejidos blandos como la piel humana, permitiendo que los pacientes puedan realizar la rehabilitación en casa, no sólo en clínicas y hospitales.

El objetivo es ayudar a las personas con movilidad limitada en las manos y evitar la pérdida de su independencia, compensar de forma parcial o total las funciones perdidas, además de evitar la progresión de deformidades por falta de movimiento. Y a la vez brindar comodidad al paciente, siendo una de las características distintivas de la suave arquitectura robótica y resulta en un diseño de peso ligero, adaptable, y seguro.

El prototipo funcional podría aportar a los pacientes una rehabilitación, mejorando la destreza que necesitan para realizar actividades esenciales de la vida cotidiana.

1.4 Objetivos del proyecto

1.4.1 Objetivo general

- Diseñar e implementar un prototipo de rehabilitador de mano aplicando robótica blanda para el mejoramiento de la sujeción en personas con escasa movilidad

1.4.2 Objetivos específicos

- Diseñar mediante un software los actuadores blandos para el prototipo de rehabilitador de mano
- Construir un prototipo de rehabilitador de mano que facilite los ejercicios de movimientos
- Adaptar un sistema de control de funcionamiento para los actuadores del prototipo
- Evaluar el funcionamiento del prototipo

1.5 Metas

- Diseño de actuadores que se ajusten a las necesidades requeridas a la cuarta semana de la aprobación del proyecto.
- Simulación y comprobación de los movimientos del actuador a la segunda semana del primer mes de la aprobación del proyecto.
- Investigación sobre diferentes proyectos y prototipos realizados que se relacionen con el tema en la cuarta semana del primer mes de la aprobación del proyecto.
- Diseño de un prototipo funcional flexible a las articulaciones del paciente que aporte un toque más cuidadoso con la piel humana, y más ligero a la segunda semana del tercer mes.
- Implementación de un control que permita ejecutar las funciones de agarre a la primera semana del cuarto mes.
- Evaluación experimental para comprobar los movimientos óptimos del prototipo para la primera semana del quinto mes.
- Análisis y conclusiones acerca funcionamiento del prototipo funcional de mano a la tercera semana del quinto mes.

1.6 Hipótesis

¿El diseño e implementación de un prototipo de rehabilitador de mano aplicando robótica blanda ayudara al mejoramiento de la sujeción en personas con escasa movilidad?

1.7 Variables de investigación

1.7.1 Variable independiente

Prototipo de rehabilitador de mano

1.7.2 Variable dependiente

Mejoramiento de la sujeción

1.8 Ictus

El ictus es el causante principal de daño cerebral adquirido (DCA), de acuerdo al Dr. Diego Ruiz coordinador del Instituto de neurología del hospital Quirón Palmaplanas, el ictus afecta al funcionamiento neuronal debido a una falla en el aporte sanguíneo necesario en cierta zona del cerebro (D. Ruiz, 2017).



Figura 1. Daño cerebral adquirido

1.8.1 Tipos de ictus

El ictus puede ocasionarse por la obstrucción o rotura de un vaso sanguíneo, y puede ser isquémico o hemorrágico respectivamente.

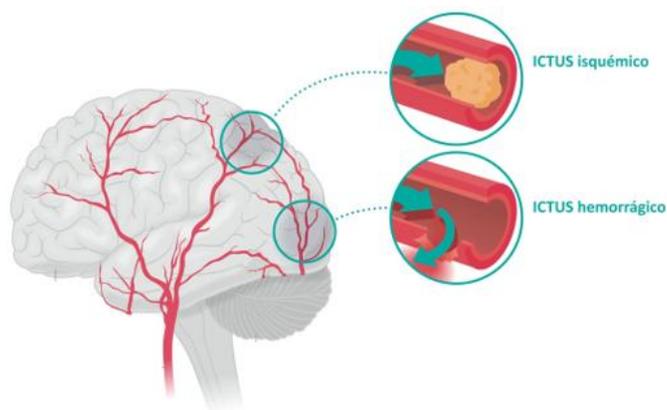


Figura 2. Tipo de alteraciones en la circulación sanguínea

Fuente: (Rafael, Masjuan, & Jaime, s. f.)

- Ictus isquémico es la interrupción de sangre al cerebro debido a una obstrucción por un coágulo de sangre formado en el interior de la arteria. Pueden ser:
 - Trombosis.
 - Embolia. (C. Ruiz, 2018)
- Ictus hemorrágico es la rotura de una arteria o vena cerebral y el flujo sanguíneo sale de los vasos por los que traslada. Puede ser:
 - Hemorragia o derrame cerebral. (C. Ruiz, 2018)

1.8.2 Secuelas del ictus

Las consecuencias que presenta una persona tras sufrir un ictus, son problemas para:

- Mover el brazo o la pierna o ambas.
- Mantener el equilibrio y caminar.
- Tragar los alimentos y comer.
- Hablar y entender el lenguaje: articular correctamente las palabras, encontrar la palabra adecuada o comprender lo que se le dice.

- Pensar y recordar.
- Ver correctamente.
- Controlar los esfínteres. (Arronte et al., s. f.)

Con frecuencia el ictus se acompaña de:

- Problemas derivados de la inmovilidad: úlceras por presión, contracturas en las articulaciones, edema (retención de líquidos) en las extremidades.
- Dolor en el hombro o en la mitad corporal afectada.
- Problemas emocionales, de estado de ánimo y del comportamiento.
- Crisis epilépticas.
- Falta de confianza en uno mismo.

Estos problemas pueden afectar a la capacidad para realizar las actividades habituales. (Arronte et al., s. f.)

1.9 Rehabilitación

La rehabilitación de acuerdo a Organización Mundial de la Salud (OMS), es la aplicación coordinada de un conjunto de medidas médicas, sociales, educativas y profesionales para preparar o readaptar al individuo con objeto de que alcance la mayor proporción posible de capacidad funcional (OMS, 1969, p. 6).

1.10 Tipos de rehabilitación

1.10.1 Rehabilitación convencional

Los terapeutas de mano de acuerdo a Rincón (2015);

Utilizan una serie de ejercicios, como parte de la rehabilitación para procurar aliviar el dolor, reducir una inflamación, prevenir deformidades, restaurar la función articular y muscular, minimizar la discapacidad, restaurar una función motora o recuperar en parte, las diferentes dolencias que sufre un ser humano. (p. 37)



Figura 3. Rehabilitación convencional

Fuente: (Aliaga, 2017)

1.10.2 Ingeniería de rehabilitación

Según el Instituto Nacional de Bioingeniería e Imágenes Biomédicas (NIH), en el 2014 la ingeniería de rehabilitación:

Es el uso de la ciencia y los principios de la ingeniería para desarrollar soluciones y dispositivos tecnológicos para asistir a las personas con discapacidades, y para ayudar a la recuperación de las funciones físicas y cognitivas perdidas debido a una enfermedad o lesión.

HEXORR robot para rehabilitación de la mano

De acuerdo a Domínguez (2010) este exoesqueleto robótico para terapia de manos

Es un proyecto que ayudará a los pacientes a aumentar el rango de movimiento, la fuerza de agarre y el control total del motor fino de la mano. Se investigarán muchos

modos de terapia para determinar una estrategia de rehabilitación óptima. Los posibles métodos de terapia incluyen el control EMG y el control de la fuerza. Para mejorar la motivación y la participación del paciente, los juegos de terapia de realidad virtual se incorporarán a las sesiones de terapia. Este exoesqueleto no solo será capaz de proporcionar terapia, sino que también servirá como una herramienta de evaluación. Los sensores de fuerza y movimiento rastrearán el progreso de la recuperación de cada paciente a lo largo de la sesión de terapia.

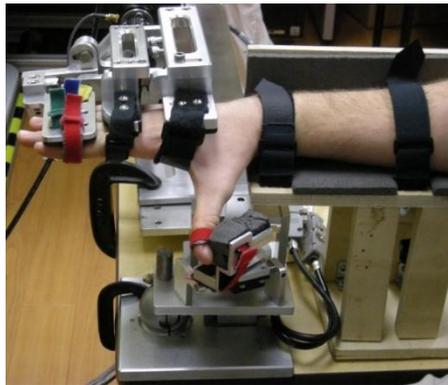


Figura 4. HEXORR robot para rehabilitación de la mano

Fuente: (M. Domínguez, 2014)

Robot Amadeo

El robot Amadeo “imita el movimiento natural de la mano para hacer la garra, lo que hace mover al paciente la mano con el dispositivo. El rango de movimiento y la fuerza puede ser exactamente ajustado a las necesidades del paciente” (M. Domínguez, 2014, p. 6).



Figura 5. Robot Amadeo

Fuente: (Tyromotion, 2013)

Guante ergonómico portátil de terapia física de rehabilitación

Este sistema de rehabilitación de acuerdo a Vitia (2014):

Consta de un software destinado para el tratamiento de la muñeca y tratamiento de dedos aislados o en combinación, para permitir la rehabilitación motora y funcional de estos. También proporciona instrucciones detalladas de ejercicios y de cómo manejarlo de la forma más eficiente para los pacientes.



Figura 6. Guante ergonómico portátil

Fuente: (Vitia, 2014)

Guantes de rehabilitación de Panasonic

El guante de rehabilitación de Panasonic según Penalva (2007)

Trata de ayudar a un paciente en rehabilitación a mover la mano afectada por una hemiplejía. Además, consta de dos tipos de guantes, uno robótico compuesto por músculos artificiales de goma que se coloca en la mano afectada, y otro guante con sensores electrónicos que se pone en la mano sana. La mano dañada imita gracias a los guantes los gestos y acciones de la mano sana. El guante además cuenta con dispositivos lumínicos en la punta de los dedos que sirven para preparar y avisar al paciente de que se va a imitar el movimiento.



Figura 7. Guantes de rehabilitación de Panasonic

Fuente: (Penalva, 2007)

Guante Robótico Gloreha Sinfonía

El rehabilitador de acuerdo a Gloreha (2016)

Es un dispositivo modular, perfectamente integrable y personalizable según las necesidades, para realizar ejercicios de los dedos en pacientes con algún tipo de lesión neurológica. También está diseñado para permitir que un paciente realice los movimientos de rehabilitación habituales de forma automática y mantenga el movimiento especialmente de las articulaciones metacarpofalángica, interfalángicas proximales e interfalángicas distales. Por otra parte, la representación síncrona y en 3D de cada movimiento en la pantalla del ordenador, hace que el paciente siga el ejercicio con un alto nivel de concentración, aunque sean pacientes con bajo índice de atención, consiguiendo mejoras neurológicas en gran variedad de parámetros e incluso en el tiempo de reacción general.



Figura 8. Guante Robótico Gloreha Sinfonía

Fuente: (Gloreha, 2016)

YouGrabber

Este sistema de rehabilitación de mano según YouRehab (2017):

Es compatible con un enfoque terapéutico diferenciado que incluye terapia inducida por restricciones, terapia de espejo virtual y modos de asistencia virtual. YouGrabber agrega un entrenamiento bimanual completo de la función de la

extremidad superior, desde los dedos finos hasta los movimientos del brazo. Las aplicaciones de capacitación interactiva provistas con YouGrabber permiten a los pacientes entrenar con una intensidad hasta tres veces mayor que la terapia convencional.

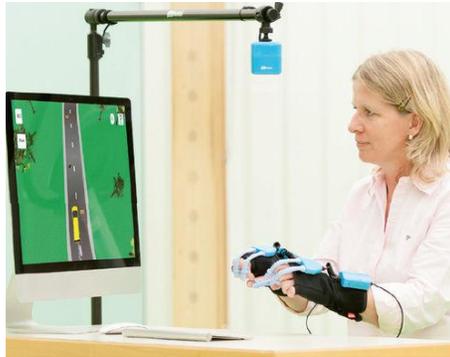


Figura 9. YouGrabber

Fuente: (YouRehab, 2017)

1.11 Primeros pasos de la robótica blanda

El profesor Juan Zagal del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Chile, la robótica blanda es "un área de la robótica que partió hace muy pocos años gracias a un trabajo de la Universidad de Harvard, donde unos químicos lograron generar un robot capaz de caminar, que tenía cuatro extremidades y está construido con silicona" (EXPLORA de Conicyt, 2015).

Los robots blandos "podría tener una enorme serie de aplicaciones de lo más interesantes y prácticas en un futuro próximo, como ayudar en operaciones de búsqueda y rescate, ya que podría acceder a sitios complicados" (Asenjo, 2014).

De acuerdo con la robótica blanda, “se aspira a que las máquinas trabajen de forma segura con las personas. Por su fabricación con materiales suaves y ligeros, los robots blandos no representan ningún riesgo para los humanos” (Chacón, 2014).

Tabla 1

Aplicaciones de la robótica blanda

Áreas de desarrollo	Aplicaciones
Rehabilitación de pacientes	 <p data-bbox="893 798 1299 829">Figura 10. Guante robótico blando</p> <p data-bbox="803 840 1388 871">Fuente: (Polygerinos, Mosadegh, & Campo, 2013)</p>
Sistemas biomiméticos	 <p data-bbox="901 1123 1299 1155">Figura 11. El pez robótico blando</p> <p data-bbox="950 1165 1250 1197">Fuente: (Hardesty, 2014)</p>
Manipulación de objetos del brazo robótico Mitsubishi mediante pinza flexible basada en robótica blanda	 <p data-bbox="795 1774 1404 1806">Figura 12. Pinza flexible basada en robótica blanda</p> <p data-bbox="909 1816 1291 1848">Fuente: (Tello & Naranjo, 2017)</p>

Fuente: (Amazings NCYT, 2016)

1.12 Material para elaboración de actuadores blandos

Los materiales para la fabricación de los actuadores blandos son elastómeros termoestables cuya principal característica es la de ser flexibles y elásticos además de resistentes a ambientes hostiles y altas temperaturas sin perder sus propiedades.

1.12.1 Silicona Ecoflex

Este tipo de material es una silicona de platino muy versátil que puede ser mezclada 1A:1B por volumen y curar a temperatura ambiente con una contracción insignificante. Una vez curada, la Silicona Ecoflex es muy fuerte y muy elástica y carente de mordiente. Se puede estirar muchas veces su tamaño original sin que se rompa y se recuperará a su forma original sin distorsión. (Feroqa, 2017)

El material curado es apto para el contacto con el cuerpo humano y está certificado por un laboratorio independiente de acuerdo a la norma ISO 10993-10. (Feroqa, 2017)



Figura 13. Ecoflex 35

Fuente: (Feroqa, 2017)

1.12.2 Caucho de silicona

También conocido como caucho de silicona que es un bicomponente, colable, de curado por adición, vulcaniza a temperatura ambiente. (Siliconas Wacker, 2011)

Características Principales

- Tiene un excelente flujo
- Curado rápido a temperatura ambiente. El curado puede ser acelerado mediante la aplicación de calor.
- Dureza baja (Shore A aprox. 28)
- Elevada resistencia al desgarro
- Excelente estabilidad de larga duración de las propiedades mecánicas del vulcanizado
- Excelente resistencia a las resinas habituales, especialmente los poliuretanos



Figura 14. Caucho de silicona

Fuente: (Pintulac, 2018)

1.13 Morfología de actuadores blandos

Los actuadores blandos se puede considerar tres formas comunes de sección transversal como; rectangulares, circulares y semicirculares, como se indica en la figura 15. Asumiendo espesores (t) de pared y áreas de sección transversal idénticos (Polygerinos et al., 2016).

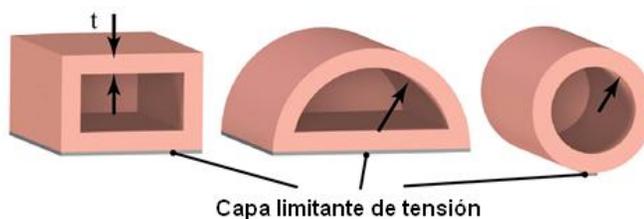


Figura 15. Tipos de sección transversal

Fuente: (Polygerinos et al., 2016)

Tabla 2

Tipo de morfologías de actuadores blandos

Actuador	Función
Circular	Es capaz de aplicar el mayor par de flexión para una presión dada, pero también tiene una alta resistencia a la flexión, por lo que es la menos eficiente de las tres formas
Rectangular y semicircular	Tienen una eficiencia similar. Sin embargo, la sección transversal rectangular se deforma en una forma casi circular cuando se presuriza, mientras que los otros dos tipos de sección transversal mantienen sus formas originales
Rectangular	Las esquinas agudas del actuador rectangular también pueden aumentar el potencial de concentraciones de tensión y la fatiga o falla resultante

Fuente: (Polygerinos et al., 2016)

1.13.1 Actuadores rectangulares

Este tipo de morfología rectangular conocidos como actuadores PneuNet, consta de una serie de cámaras dispuestas en una fila, donde las secciones de pared más finas son las que se encuentran entre cada cámara y la siguiente. La capa limitante de tensión es un trozo de papel incrustado en la base. (Polygerinos et al., 2013)

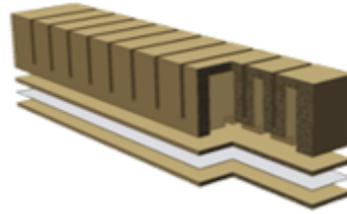


Figura 16. Actuador PneuNet

Fuente: (Polygerinos et al., 2013)

Durante el paso del fluido neumático las cámaras se expanden, y las paredes delgadas entre las cámaras sobresalen más. Como resultado el actuador se expande en la dirección axial, pero la base del actuador contiene una capa de un material que no es hiperelástico que impide que la base se expanda, provocando que el actuador se enrolle sobre sí mismo. (Polygerinos et al., 2013)

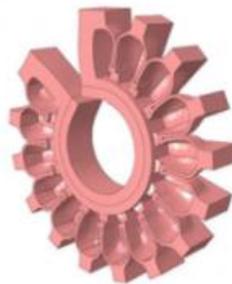


Figura 17. Actuador PneuNet

Fuente: (Polygerinos et al., 2013)

1.13.2 Actuadores semicirculares

Este tipo de actuador blando consiste en una pieza de forma semicilíndrica y elastomérica que se encuentra envuelta por fibras inextensibles que la impiden expandirse radialmente a la pieza cuando se le aplica aire a presión, sólo se permite el desplazamiento en el eje axial. Además, contiene una capa de hoja de material

inextensible de esta manera evitar que el actuador se expanda en la región de esa hoja.
(Polygerinos et al., 2016)

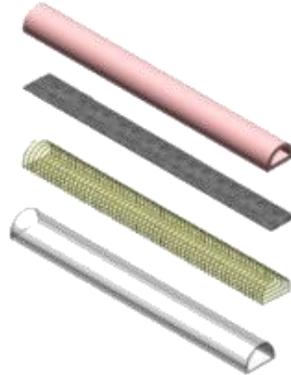


Figura 18. Actuador reforzados con fibra

Fuente: (Polygerinos et al., 2016)

El actuador reforzado con fibra se expande axialmente y gracias a su capa inextensible permite que éste se enrolle sobre sí mismo. De acuerdo a Galloway, Polygerinos, Walsh y Wood (como se citó en Gómez, 2015, p. 31). “Kevin Galloway desarrolló este tipo de actuador con fibra en el Instituto Wyss de Ingeniería de inspiración biológica Harvard (Wyss Institute for Biologically inspired Engineeringen Harvard)” (p. 31).



Figura 19. Actuador reforzados con fibra

Fuente: (Polygerinos et al., 2016)

1.13.3 Actuator circular

Este tipo de actuadores se emplea según Chou y Hannaford (como se citó en Gómez, 2015) en músculos artificiales neumáticos “fueron inventados en la década de los 50 para utilizarlos en ortopedia, fueron desarrollados primero con el nombre de “McKibben Artificial Muscles”. Estos actuadores consisten en una cámara de aire elastomérica cubierta por una malla trenzada, sujeta por los extremos” (p. 32).



Figura 20. Músculo artificial neumático

Fuente: (Carletti, 2017)

De acuerdo a Chou y Hannaford (como se citó en Gómez, 2015) “cuando la cámara elastomérica interna es sometida a aire a presión esta se infla y tiende a incrementar su volumen. Debido a la poca elasticidad de la malla trenzada el actuator se contrae a la vez que su volumen aumenta”.



Figura 21. Músculo artificial neumático

Fuente: (Ingeniería de Columbia, 2017)

1.14 Método de selección de conceptos

Para la selección de conceptos se presenta una metodología que consiste en dos etapas; la primera denominada filtrado o selección de conceptos y la segunda evaluación de conceptos. El filtrado se encarga de producir alternativas viables, en base a la evaluación rápida y aproximada. Mientras que la evaluación de conceptos es un análisis más cuidadoso para llevar al producto al éxito (Ulrich & Eppinger, 2013).

De acuerdo a Ulrich & Eppinger (2013), las etapas filtrado y evolución de conceptos requieren de un proceso de seis pasos:

- Elaborar la matriz de selección
- Evaluar conceptos
- Ordenar conceptos
- Combinar y mejorar los conceptos
- Seleccionar uno o más conceptos
- Reflexionar sobre los resultados y el proceso

En la tabla 6, se explica cada uno de los procesos que intervienen en la etapa de filtrado y evaluación de conceptos.

Tabla 3

Proceso de selección de conceptos

Proceso	Matriz selección de conceptos	Matriz evaluación de conceptos
Elaborar la matriz de selección	Representación escrita de conceptos y criterios en la matriz	Elaborar la matriz, representar conceptos con mayor detalle y criterios con ponderaciones
Evaluar conceptos	“mejor que” (+)	Mucho peor que la referencia 1

CONTINÚA 

	“igual a” (0)	Peor que la referencia	2
	“peor que” (-)	Igual que la referencia	3
		Mejor que la referencia	4
		Mucho mejor que la referencia	5
Ordenar conceptos	Sumar individualmente. Restar el número de las “peor que” de las “mejor que”. Ordenar los conceptos con más signos “+”		$S_j = \sum_{i=1}^n r_{ij} W_i$
Combinar y mejorar los conceptos	Evaluado y ordenados los conceptos, verificar que los resultados sean lógicos. Combinar y mejorar ciertos conceptos si lo requiere.	Evaluado y ordenados los conceptos, verificar que los resultados sean lógicos. Combinar y mejorar ciertos conceptos si lo requiere.	
Seleccionar uno o más conceptos	Selección de conceptos para un refinamiento y análisis.	Realizar un análisis de sensibilidad.	
Reflexionar sobre los resultados y el proceso	Sentirse cómodos con los resultados	Reflexionar sobre el concepto seleccionado.	

Fuente: (Ulrich & Eppinger, 2013)

CAPÍTULO II

SELECCIÓN DE COMPONENTES Y DISEÑO DEL REHABILITADOR

2.1 Metodología

Realizada la revisión de la teoría en el capítulo I, en la presente sección se plantea las opciones de diseño del proyecto basado en el diseño conceptual, que parte de la especificación del producto, originando diversas alternativas de principio de solución y, después son simuladas o probadas y evaluadas para elegir la más conveniente. A menudo, se debe renegociar algún requerimiento ya que las soluciones resultan demasiado complejas, costosas, pesadas o voluminosas; en algunos casos aparecen nuevas posibilidades. (Romeva, 2002, p. 80)

2.2 Definición de necesidades

El proceso de un producto parte de la definición de necesidades, que es una etapa fundamental en el diseño y su desarrollo, sus características y especificaciones técnicas pueden ser por petición de un cliente o el estudio de mercado.

Las necesidades que se consideran por parte del usuario y del diseñador se presentan en un listado en la tabla 4, son estimadas en el proceso de diseño conceptual y visualiza el funcionamiento general del equipo rehabilitador del mano mediante la definición de necesidades planteadas.

Tabla 4*Definición de necesidades del proyecto*

Núm. NEC.	Necesidad
1	Bajo costo de inversión
2	Mantenimiento del equipo fácil y económico
3	Costos de ensamble sean bajos
4	Fácil de instalar
5	Fácil de transportar
6	Repuestos sean accesibles
7	El sistema conste de autonomía energética
8	Manipulación segura
9	Operación sencilla y económica
10	Los componentes sean fáciles de fabricar
11	Brinde comodidad al usuario
12	Genere bajos niveles de ruido
13	No genere consecuencias negativas para el ambiente

2.3 Definición de las especificaciones

Las especificaciones establecen un conjunto de determinaciones para su desarrollo, proponiendo requisitos y deseos que constituyen tan solo una de sus posibles soluciones. (Romeva, 2002, p. 80)

Para establecer las especificaciones y definir el proyecto, se representa una lista de referencia de especificaciones facilitando ciertos conceptos entorno al producto.

Tabla 5*Lista de especificaciones del proyecto*

Conceptos	Determinaciones
Función	Rehabilitación mediante movimientos de apertura y cierre
Tamaño del guante	Personalizable o ajustable
Movimientos	Similar a los dedos

CONTINÚA 

Fuerza	Dependiente del paciente
Energía	Electroneumático
Materiales	Electrónicos, mecánicos
Señales y control	Microcontrolador
Transporte y distribución	Fácil de transportar
Seguridad y ergonomía	Fácil de ponerse y quitarse No interfiere con el movimiento normal de la mano

De acuerdo a las especificaciones se realiza una representación gráfica del sistema tanto eléctrico – electrónico (líneas negras) y neumático (líneas azules) como se indica en la figura 22.

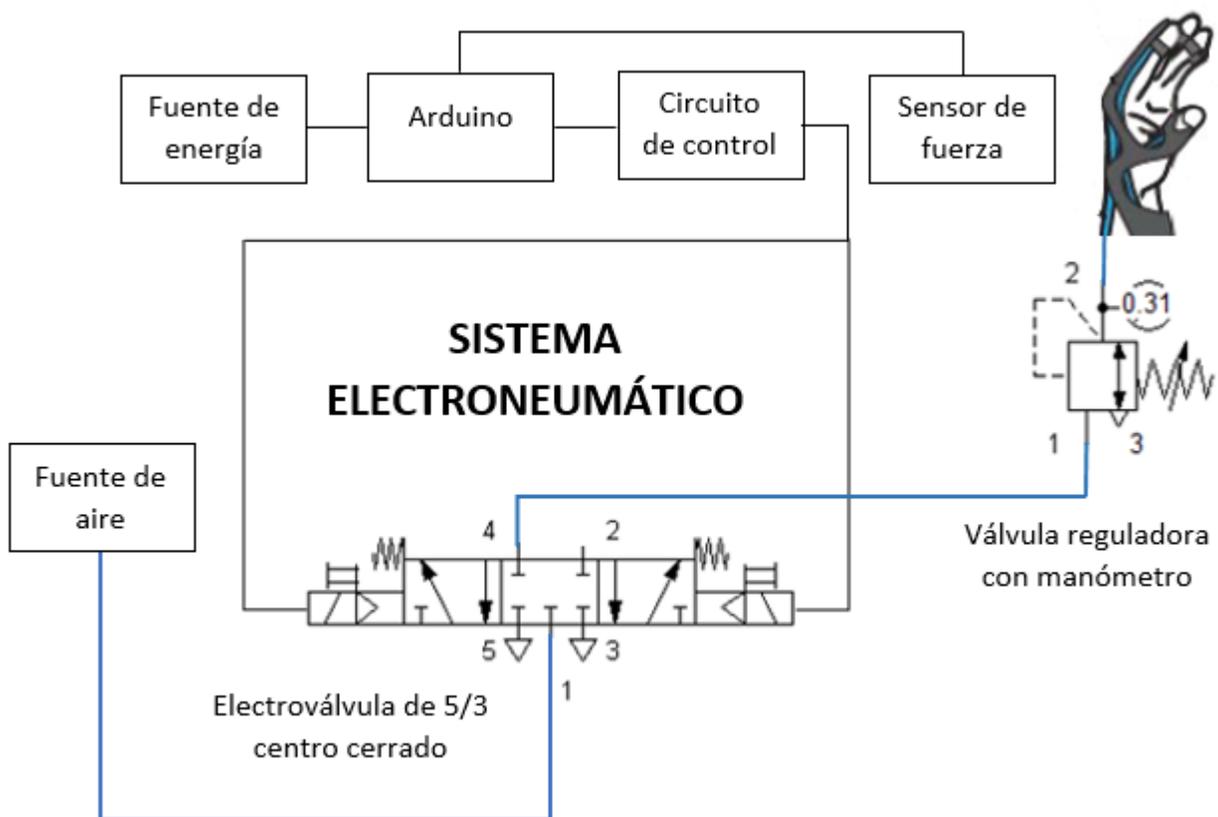


Figura 22. Sistema electroneumático

2.4 Selección de componentes eléctricos, electrónicos y mecánicos

Se plantea algunas alternativas para la selección de componentes eléctricos, electrónicos y mecánicos mediante el filtrado de conceptos, también llamado matriz de selección de conceptos de Pugh. Esta metodología consta de dos etapas para selección del concepto, la primera etapa es la matriz de selección de conceptos y la segunda, la matriz de evaluación de conceptos. (Ulrich & Eppinger, 2012)

Los elementos que se seleccionarán a continuación cumpliendo los parámetros necesarios, formarán parte del sistema de control para el funcionamiento del rehabilitador

2.4.1 Fuente de aire

La selección de una bomba para proporcionar fluido presurizado al sistema, dependerá de su aplicación y los parámetros que se han considerado importantes como el consumo de energía, volumen, peso, presión de operación, la velocidad de flujo entre otros.

Tabla 6

Selección de conceptos: Fuente de aire

Criterios de selección	Mini compresor de aire automático	Bomba neumática de diafragma en miniatura
Volumen	-	+
Peso	-	+
Presión	+	-
Velocidad de flujo	+	-
Alimentación simple	0	0
Precio	+	-
Facilidad de implementar	+	+
Suma +	4	3

CONTINÚA 

Suma 0	1	1
Suma -	2	3
Evaluación neta	2	0
¿Continuar?	Si	No

Tabla 7

Evaluación de concepto: Fuente de aire

Criterios de selección	Peso	Mini compresor de aire automático		Bomba neumática de diafragma en miniatura	
		Calificación	Ponderación	Calificación	Ponderación
Dimensiones	15%	4	0.6	4	0.6
Nivel de ruido	10%	2	0.2	3	0.3
Presión	25%	4	1	2	0.5
Eficiencia en flujo	15%	3	0.45	2	0.3
Alimentación simple	10%	3	0.3	3	0.3
Precio	10%	2	0.2	2	0.2
Facilidad de implementar	15%	3	0.45	3	0.45
	Total		3.2		2.65
	Lugar		1		2
¿Continuar?		Desarrollar		No	

De acuerdo a la metodología en la etapa de filtrado de conceptos, se ha optado por el mini compresor de aire automático según se indica en las tablas 9 y 10, se ha considerado este componente por su presión de operación de 150 psi como máxima y la velocidad de flujo de 35L/min; este mini compresor es de fácil traslado por su tamaño. Su alimentación de es 12V y su corriente nominal de 10Amp.



Figura 23. Mini compresor de aire automático

2.4.2 Sensor de fuerza

La elección de un sensor depende del tipo de aplicación que se brindará, y es necesario implementar un sensor que cuantifique la fuerza del actuador, para su selección dependerá de los parámetros considerados presentes en las tablas 11 y 12.

Tabla 8

Selección de conceptos: Sensor de fuerza

Criterios de selección	Sensores De Fuerza	
	Sensor de fuerza resistivo	Miniatura
Dimensiones	+	+
Precisión	-	+
Capacidad	0	+
Aplicación	+	+
Disponibilidad	+	-
Precio	+	0
Facilidad de implementar	+	-
Suma +	5	4
Suma 0	1	1
Suma -	1	2
Evaluación neta	4	2
¿Continuar?	Si	No

Tabla 9

Evaluación de conceptos: Sensor de fuerza

Criterios de selección	Peso	Sensores de fuerza miniatura		Sensor de fuerza resistivo	
		Calificación	Ponderación	Calificación	Ponderación
Dimensiones	15%	3	0.45	3	0.45
Precisión	15%	2	0.3	3	0.45
Capacidad	20%	4	0.8	2	0.4
Aplicación	10%	3	0.3	3	0.3
Disponibilidad	15%	4	0.6	2	0.3

CONTINÚA 

Precio	10%	2	0.2	3	0.3
Facilidad de implementar	15%	3	0.45	2	0.3
	Total		3.1		2.8
	Lugar		1		2
¿Continuar?		Desarrollar		No	

Se ha optado por el sensor de fuerza resistivo, de acuerdo a las tablas 11 y 12. Este tipo de sensor brinda un rango de fuerza de 100 g a 10 kg y proporciona una salida de voltaje de 0 a 5V en función de la fuerza aplicada. También permite una medición cualitativa de la fuerza. Además, la implementación de este sensor en el rehabilitador no producirá alguna incomodidad en el usuario por las dimensiones que dispone este tipo de elemento.



Figura 24. Sensores de fuerza resistivo (FSR)

2.4.3 Energía

Para energizar los componentes eléctricos y electrónicos que forman parte del rehabilitador, se ha considerado varias alternativas. Para su selección dependerá de los parámetros considerados para su aplicación.

Tabla 10*Selección de concepto: Fuente energía*

Criterios de selección	Fuente de voltaje	Batería de Polímero	Baterías de ácido
		de Litio	plomo
Eficiencia carga/descarga	+	+	-
Resistencia interna	0	0	0
Durabilidad	0	+	+
Facilidad de acoplamiento	+	+	-
Disponibilidad	+	-	0
Precio	+	-	0
Suma +	4	3	1
Suma 0	2	1	3
Suma -	0	2	2
Evaluación neta	4	1	-1
¿Continuar?	Si	No	No

Tabla 11*Evaluación de conceptos: Fuente de energía*

Criterios de selección	Fuente de alimentación			Batería de Polímero de Litio		Baterías de ácido plomo	
	Peso	Calif.	Ponderación	Calif.	Ponderación	Calif.	Ponderación
Capacidad	25%	5	1.25	4	1	3	0.75
Resistencia interna	15%	3	0.45	3	0.45	2	0.3
Durabilidad	20%	4	0.8	2	0.4	3	0.6
Facilidad de acoplamiento	15%	3	0.45	3	0.45	2	0.3
Disponibilidad	15%	2	0.3	2	0.3	3	0.45
Precio	10%	2	0.2	3	0.2	2	0.2

CONTINÚA 

Total	3.45	2.8	2.6
Lugar	1	2	3
¿Continuar?	Desarrollar	No	No

Se ha optado por el concepto con mayor ponderación en las tablas 13 y 14, y es la implementación de una fuente de voltaje, con tensión de entrada de 110VCA y de salida de 12VDC para la alimentación de mini compresor de aire automático.



Figura 25. Fuente de alimentación 12VDC

2.4.4 Control

Se ha planteado dos alternativas para el control de actuadores y adquisición de datos del sensor de fuerza resistivo, de acuerdo a los criterios presentes en la tabla 15, se optará por la tarjeta de control que obtenga mayor ponderación.

Tabla 12

Selección de conceptos: Tarjeta de control

Criterios de selección	Arduino Uno	Raspberry Pi 2 modelo B
Multiplataforma	+	+
Disponibilidad	0	0
Flexibilidad	+	+
Alimentación simple	0	0
Tiempo de desarrollo	-	+
Costo	+	-
Facilidad de implementar	+	-
Suma +	4	3

Suma 0	2	2
Suma -	1	2
Evaluación neta	3	1
¿Continuar?	Si	No

Tabla 13

Evaluación de conceptos: Tarjeta de control

Criterios de selección	Peso	Arduino Uno		Microcontrolador PIC	
		Calificación	Ponderación	Calificación	Ponderación
Multipataforma	15%	3	0.45	2	0.3
Disponibilidad	15%	2	0.3	3	0.45
Flexibilidad	10%	3	0.3	2	0.2
Alimentación simple	20%	3	0.3	3	0.6
Tiempo de desarrollo	15%	4	0.6	2	0.3
Costo	10%	2	0.2	3	0.3
Facilidad de implementar	15%	3	0.45	2	0.3
	Total		2.6		2.15
	Lugar		1		2
¿Continuar?		Desarrollar		No	

Para el control del sistema se ha seleccionado la implementación de la tarjeta Arduino Uno. Este tipo de microcontrolador consta de 14 pines digitales de I/O, 6 salidas PWM y 6 entradas análogas, que son suficientes para la implementación del control. Además, el voltaje de alimentación para esta tarjeta es de 7 a 12V.



Figura 26. Arduino Uno

2.4.5 Válvula de solenoide

Para dirigir y distribuir dentro un sistema neumático el aire comprimido es necesario la implementación de una válvula que realice esta función. Para su selección se plantea ciertos parámetros ya que se dispone de una variedad de válvulas solenoides y se plantea dos alternativas posibles y compatibles con el sistema.

Tabla 14

Selección de conceptos: Válvula de solenoide

Crterios de seleccin	Válvula P2LBZ692EENDBB53	Válvula SY5120-5DZ-01
Tipo de operador	0	0
Voltaje del solenoide	+	-
División de Parker	0	0
Rango de presión de suministro	+	-
Posiciones	+	-
Precio	-	+
Facilidad de implementación	0	0
Suma +	3	1
Suma 0	3	3
Suma -	1	3
Evaluación neta	2	-2
¿Continuar?	Si	No

Tabla 15

Evaluación de conceptos: Válvula de solenoide

Crterios de seleccin	Válvula P2LBZ692EENDBB53			Válvula SY5120-5DZ-01	
	Peso	Calificacin	Ponderacin	Calificacin	Ponderacin
Tipo de operador	20%	3	0.6	2	0.4
Voltaje del solenoide	10%	2	0.2	3	0.3
División de Parker	10%	2	0.2	2	0.2

CONTINÚA 

Rango de presión de suministro	25%	4	1	3	0.75
Posiciones	15%	3	0.45	2	0.3
Precio	15%	2	0.3	3	0.45
Facilidad de implementación	5%	3	0.15	2	0.1
	Total		2.9		2.5
	Lugar		1		2
¿Continuar?		Desarrollar		No	

Para el control de flujo de aire en el sistema se ha optado por la válvula P2LBZ692EENDBB53, es de 5 vías 3 posiciones, centro cerrado, accionamiento mediante una espira y servopilotaje neumático, centrado por muelle, accionamiento manual auxiliar en ambos lados. Además, de las características que posee su voltaje de entrada es de 110VCA.



Figura 27. Válvula P2LBZ692EENDBB53

2.4.6 Método de fabricación de actuadores blandos

Para el método de elaboración de los actuadores blandos se presentan ciertas características importantes como su elasticidad y la flexibilidad por lo tanto se presentan dos alternativas que pueden brindar estas particularidades de fabricación, que es mediante moldeo por compresión o impresión 3D.

Tabla 16*Selección de conceptos: Fabricación de actuadores*

Criterios de selección	Moldeo por compresión	Impresión 3D
Sistema de deposición del material	+	-
Curar o solidificar	+	-
Durabilidad	+	-
Facilidad de manufactura	0	+
Desarrollo funcional	+	-
Viable	+	-
Precio	0	0
Suma +	5	1
Suma 0	2	1
Suma -	0	5
Evaluación neta	5	-4
¿Continuar?	Si	No

Tabla 17*Evaluación de conceptos: Fabricación de actuadores*

Criterios de selección	Peso	Moldeo por compresión		Inyección	
		Calificación	Ponderación	Calificación	Ponderación
Sistema de deposición del material	20%	3	0.6	2	0.4
Curar o solidificar	10%	2	0.2	3	0.3
Durabilidad	15%	3	0.45	2	0.3
Facilidad de manufactura	10%	4	0.4	3	0.3
Desarrollo funcional	20%	3	0.6	2	0.4
Viable	15%	2	0.3	3	0.45
Precio	10%	3	0.3	2	0.2
	Total		2.85		2.35
	Lugar		1		2
¿Continuar?		Desarrollar		No	

Se selecciona la opción moldeo por compresión para la fabricación de actuadores blandos ya que este método de alta presión es apropiado para el moldeo de piezas complejas. Mientras que la impresión 3D de silicona presenta ciertas dificultades como; la mezcla no se presenta de forma homogénea entre sus dos componentes y el proceso de curado no es efectivo lo que ocasiona porosidades en el material y esto podría afectar el funcionamiento correcto del actuador. (Philips, 2016)

El material adecuado para la elaboración de actuadores blandos es el cucho de silicona, la figura 14, es ideal por rápido tiempo de curado a temperatura ambiente, nulo en encogimiento, con una alta durabilidad y rendimiento, este tipo de elastómero es apto para aplicaciones industriales (Naranjo & Tello, 2017, p. 39).

2.4.7 Morfología

Para la morfología de los actuadores blandos se presentan algunas alternativas de diseño involucradas para su fabricación, por lo que se propone tres bocetos de sección transversal para los actuadores. Su diseño es esencial ya que son los encargados de generar los movimientos correctos para la rehabilitación de los usuarios y brindarle la comodidad requerida.

Tabla 18

Selección de conceptos: Morfología del actuador

Criterios de selección	Circular	Rectangular	Rectangular y semicircular
Facilidad de diseño	+	0	0
Flexión	-	-	+
Resistencia	-	+	0
Eficiencia	-	+	+

CONTINÚA 

Deformación circular	-	0	+
Fabricación simple	+	0	0
Suma +	2	2	3
Suma 0	0	3	3
Suma -	4	1	0
Evaluación neta	-2	1	3
¿Continuar?	No	No	Si

Tabla 19

Evaluación de conceptos: Morfología del actuador

Criterios de selección	Peso	Circular		Rectangular		Semicircular	
		Calif.	Ponderación	Calif.	Ponderación	Calif.	Ponderación
Facilidad de diseño	10%	4	0.4	3	0.3	4	0.4
Flexión	20%	2	0.4	3	0.6	3	0.6
Resistencia	15%	3	0.45	3	0.45	3	0.45
Eficiencia	15%	2	0.3	2	0.3	4	0.6
Deformación circular	25%	2	0.5	3	0.75	4	1
Fabricación simple	15%	3	0.45	3	0.45	3	0.45
	Total		2.5		2.85		3.5
	Lugar		3		2		1
¿Continuar?		No		No		Desarrollar	

De acuerdo con las tablas 21 y 22, se ha optado por la opción de diseño de actuadores semicirculares, este tipo de morfología brinda una mayor flexión y su deformación es aproximadamente circular. Además, de su diseño ergonómico es compatible con el rehabilitador brindando comodidad al usuario, a comparación de la alternativa rectangular que es un diseño desmesurado.

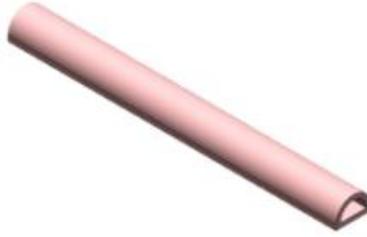


Figura 28. Actuador semicircular

2.5 Diseño del rehabilitador de mano

Realizada la selección de elementos que formarán parte del guante rehabilitador, por consiguiente, se procede al diseño del sistema mecánico y de control mediante un software asistido por computador para el desarrollo del producto.

2.6 Diseño electrónico y de control

En esta sección se elabora los diagramas de las conexiones de los diferentes elementos electrónicos con el microcontrolador que son parte del sistema de control. Para la verificación de los circuitos se realiza las pruebas pertinentes mediante simulaciones de esta manera comprobar el correcto funcionamiento.

2.6.1 Diagrama del circuito de control

Para el funcionamiento del siguiente circuito es necesario el uso de voltajes alternos, para suministrar energía a la electroválvula es necesario 110V; para la activación y desactivación de la misma se realiza mediante pulsadores que están conectados en uno de los pines digitales del arduino, para la protección del microcontrolador de opta por el empleo de un optoacoplador en el circuito para brindar cierto grado de seguridad entre

los circuitos de entrada y de salida. El transistor va a permitir o no el paso de la señal para activar el relé, siendo este el medio para el accionamiento de la electroválvula.

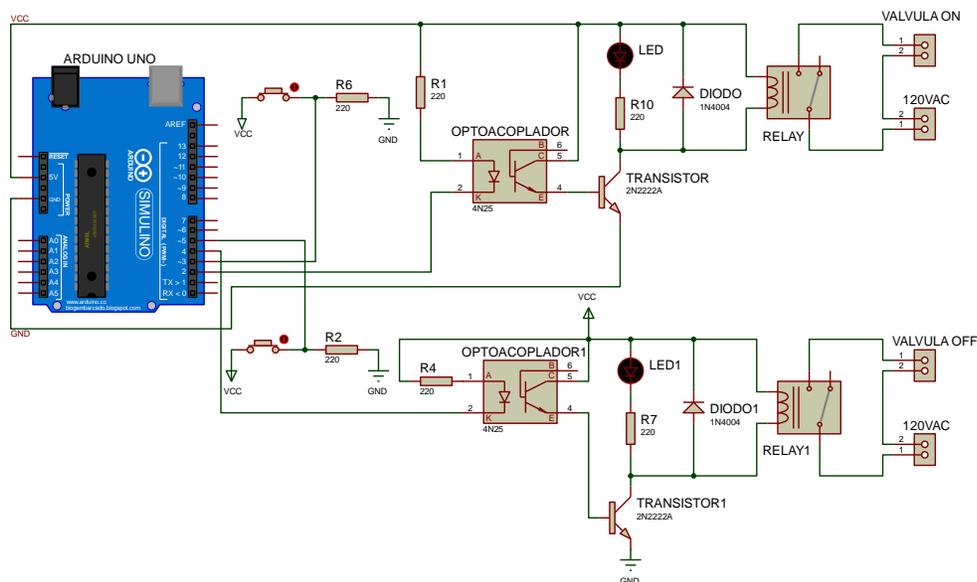


Figura 29. Diagrama del circuito de control

2.6.2 Diagrama del FSR

La conexión para el sensor se representa en la figura 31, este circuito se encarga de medir la fuerza que genera el actuador y el valor medido se visualiza en la pantalla LCD.

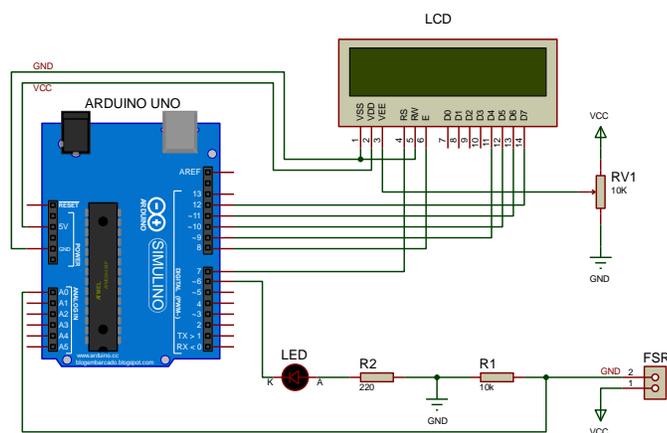


Figura 30. Diagrama del FSR y LCD

2.6.3 Proceso de funcionamiento del prototipo

Una vez establecidos los diagramas del diseño electrónico y de control, se representa en la figura 32 el diagrama de flujo que describe el funcionamiento del rehabilitador

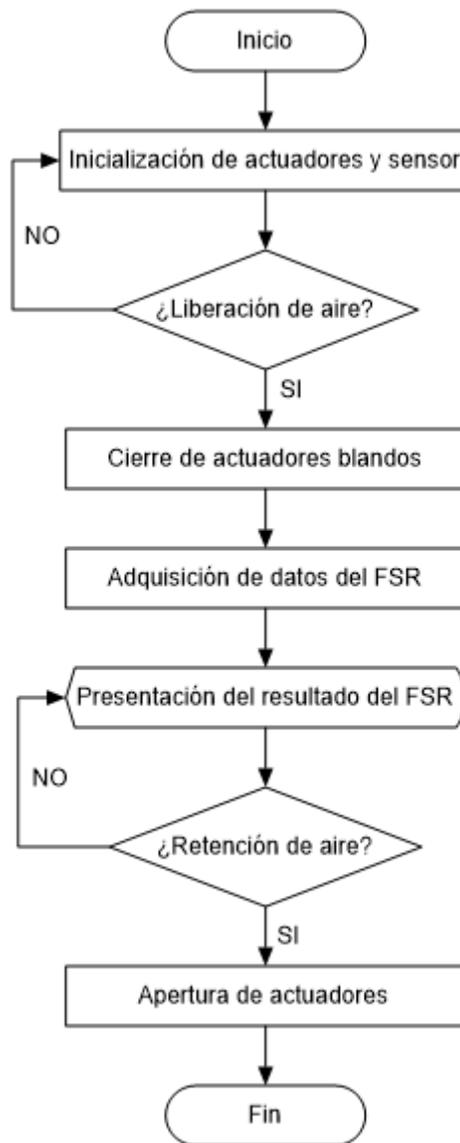


Figura 31. Diagrama de flujo funcionamiento

2.7 Diseño de moldes

Para el diseño mecánico del rehabilitador se optó por actuadores semicirculares. A continuación, se realiza el diseño de cada molde, modelado del actuador blando y la

simulación del mismo. En la presente sección se realiza el diseño asistido por computador (CAD) de cada molde para obtener las diferentes capas que formaran parte del actuador blando.

2.7.1 Molde abierto y molde de cierre

Para obtener la capa extensible superior del actuador es necesario el diseño de dos moldes. El molde abierto dispone de una cavidad para el almacenamiento del material, mientras que el molde de cierre aplica una presión y se encarga de formar el material.

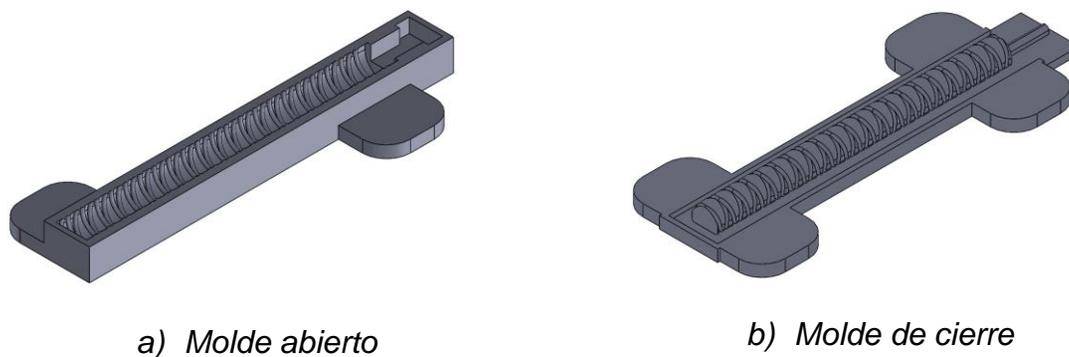


Figura 32. Diseño de moldes

Mediante el ensamble de estos dos moldes se obtendrá una capa extensible semicilíndrico hueco que forma la parte superior del actuador.

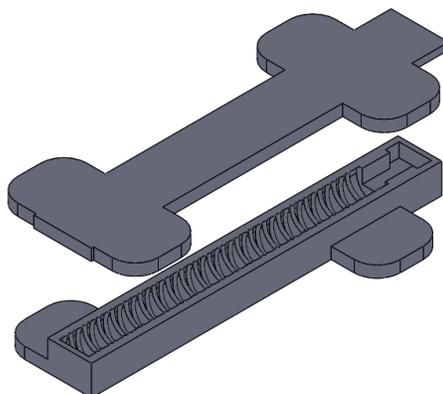


Figura 33. Ensamble de molde abierto y de cierre

2.7.2 Molde base

Con el siguiente molde se obtendrá la base del actuador, que junto a una hoja de material limitante forma la capa inferior inextensible del actuador.

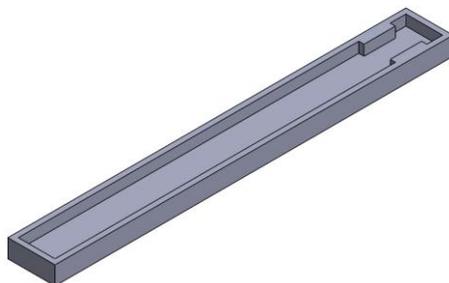


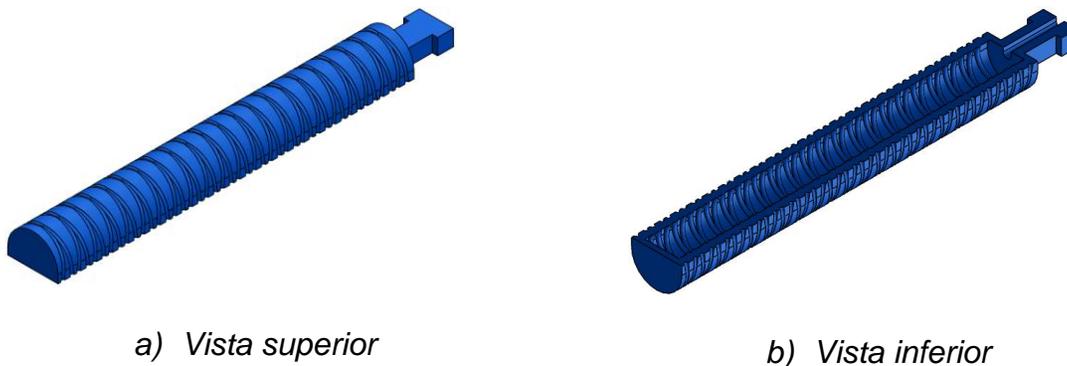
Figura 34. Molde base

2.7.3 Diseño de actuador blando

Se realiza el diseño final del actuador blando con sus respectivas capas, que son el resultado de los moldes anteriormente diseñados.

a) Capa superior extensible

En la figura 36, se observa la capa extensible semicilíndrico hueco del actuador, la cual consta de una cámara central hueca que permite se expande axialmente el actuador.



a) Vista superior

b) Vista inferior

Figura 35. Capa superior extensible

b) Capa inferior inextensible

Las figuras 37 y 38, forman parte de la capa inferior inextensible del actuador y evitan mediante el material limitante que se expanda en esta región; dado que un lado se expande axialmente y el otro no.

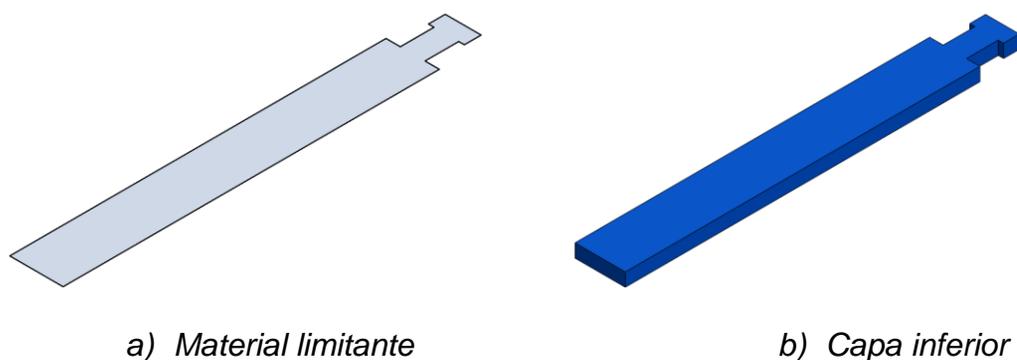


Figura 36. Capa inferior inextensible

c) Ensamble del actuador blando

La capa superior extensible y la capa inferior inextensible junto con el material limitante forman el actuador blando, que se presenta en la figura 39.

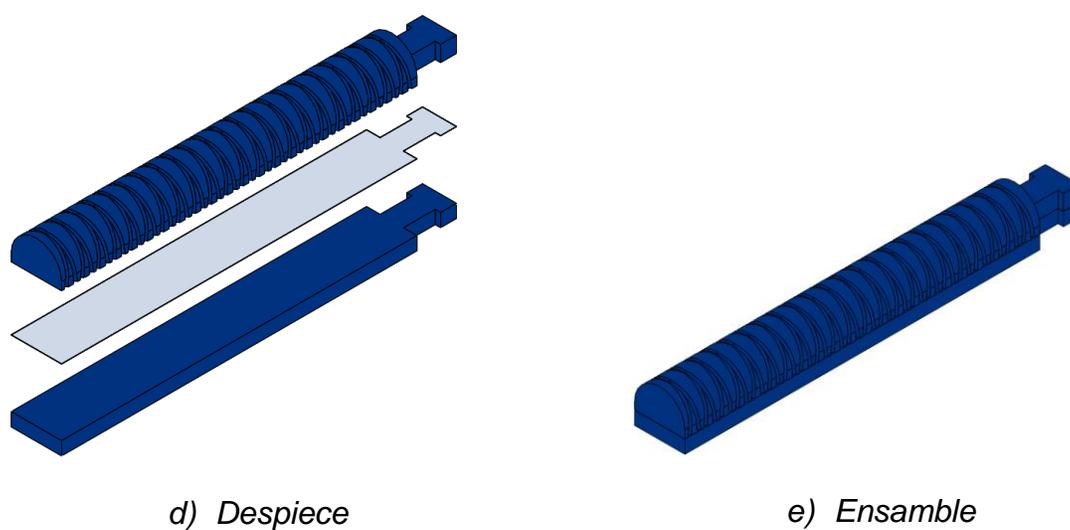


Figura 37. Actuador blando

2.8 Diagrama neumático

Para el accionamiento de los actuadores blandos se efectuó un sistema electroneumático. Este sistema consta de un mini compresor y su salida de aire comprimido se conecta a una electroválvula de 5/3 (centro cerrado, accionamiento mediante una espira y servopilotaje neumático, centrado por muelle, accionamiento manual auxiliar en ambos lados), la cual es controlada por la tarjeta Arduino Uno para su activación/desactivación, al accionarse la válvula permite el flujo del aire a la válvula reguladora con manómetro controlando la alimentación de aire comprimido hasta obtener la presión de funcionamiento para finalmente dirigirlo a los actuadores.

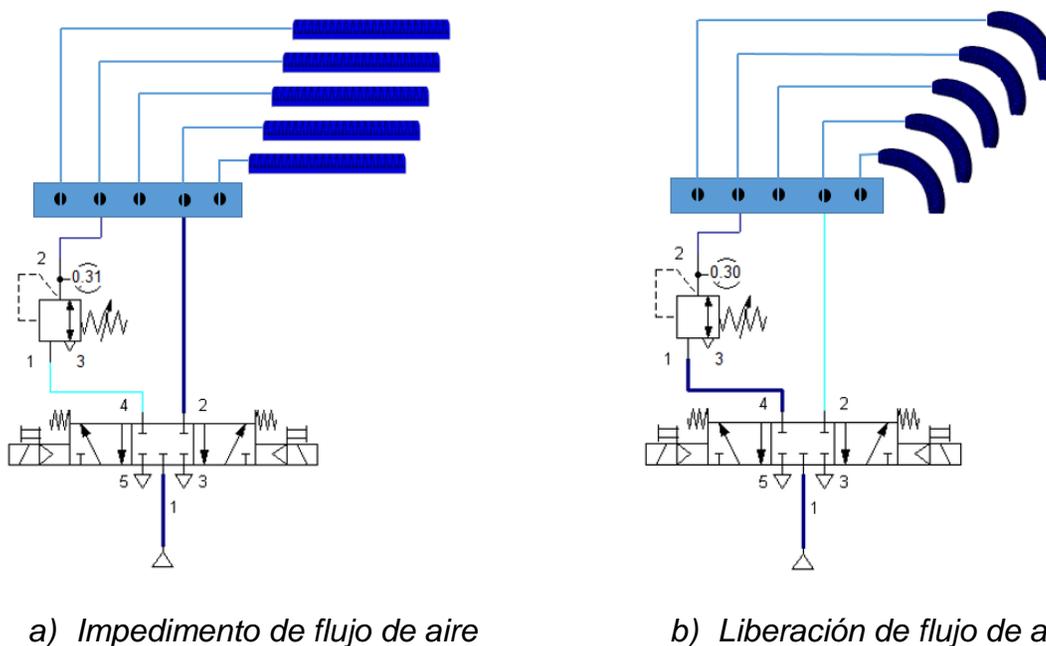


Figura 38. Diagrama neumático del sistema

2.9 Simulación del actuador blando

Se presentan los resultados gráficos y valores de tensión para una presión uniforme de 55 kPa. En la simulación se muestra la apertura angular que llegan a alcanzar el

actuador, cabe recalcar que en el diseño se descartó añadir el material limitante en el actuador.

La figura simulada en el programa Abaqus, presenta la distribución de tensión de comparación de Von Mises. Los valores de tensión más altos se producen en la parte media de la capa extensible entre sus ranuras destinadas para el hilo limitante alcanzando un valor 0.65 Mpa (zona roja en la figura 39). Mientras que los valores de tensión mínimos se presentan en la capa inferior inextensible, con un valor 2.954 kPa (zona azul de la figura 39).

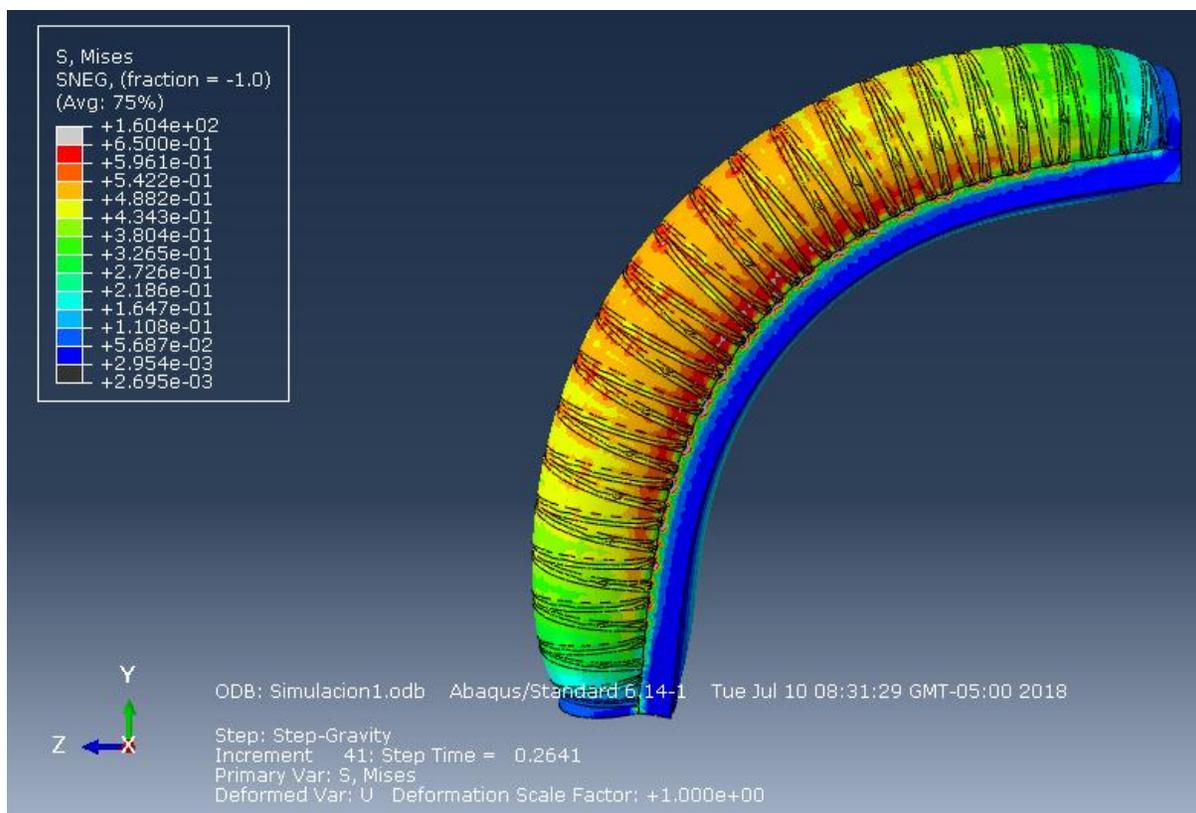


Figura 39. Análisis del actuador blando presurizado

2.10 Diseño del guante

Para el diseño del guante se aplica la norma DIN 33402.2º parte, este tipo de norma plantea medidas estándar de la mano que pueden ser aplicadas para desarrollo del producto y adecuado para diferentes usuarios.

A continuación, se detalla las dimensiones de la mano en las tablas 20, 21 y 22, de acuerdo a la norma DIN 33402 de la segunda parte y con sus respectivas gráficas.

En la figura 40, se indica detalladamente las cotas de cada articulación y en la tabla 20, sus respectivas dimensiones.

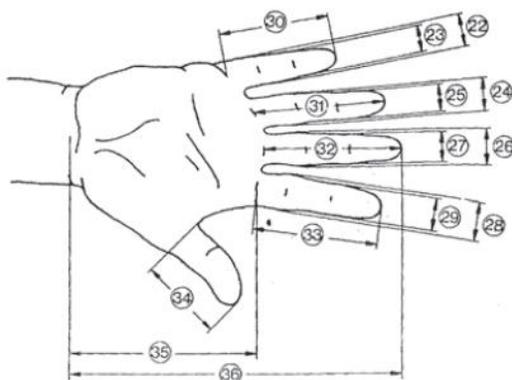


Figura 40. Antropometría de la mano 1

Fuente: Norma DIN 33402.2º parte (Melo, 2009)

Tabla 20

Dimensiones mano 1

Dimensiones en cm	Percentil					
	Hombre			Mujeres		
	5%	50%	95%	5%	50%	95%
22 Ancho de meñique en la palma de la mano	1,8	1,7	1,8	1,2	1,5	1,7

CONTINÚA 

23 Ancho de meñique próximo de la yema	1,4	1,5	1,7	1,1	1,3	1,5
24 Ancho del dedo anular en la palma de la mano	1,8	2,0	2,1	1,5	1,6	1,8
25 Ancho del dedo anular próximo a la yema	1,5	1,7	1,9	1,3	1,4	1,6
26 Ancho del dedo mayor en la palma de la mano	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2,0
27 Ancho del dedo mayor próximo a la yema	1,7	1,8	2,0	1,4	1,5	1,7
28 Ancho del dedo índice en la palma de la mano	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2,0
29 Ancho del dedo índice próximo a la yema	1,7	1,8	2,0	1,3	1,5	1,7
30 Largo del dedo meñique	5,6	6,2	7,0	5,2	5,8	6,6
31 Largo del dedo anular	7,0	7,7	8,6	6,5	7,3	8,0
32 Largo del dedo mayor	7,5	8,3	9,2	6,9	7,7	8,5
33 Largo del dedo índice	6,8	7,5	8,3	6,2	6,9	7,6
34 Largo del dedo pulgar	6,0	6,7	7,6	5,2	6,0	6,9
35 Largo de la palma de la mano	10,1	10,9	11,7	9,1	10,0	10,8
36 Largo total de la mano	17,0	18,6	20,1	15,9	17,4	19,0

Fuente: Norma DIN 33402.2º parte (Melo, 2009)

También en la figura 41, se indica detalladamente las cotas de cada articulación y en la tabla 21, las dimensiones del ancho del pulgar y grosor de la mano.



Figura 41. Antropometría de la mano 2

Fuente: Norma DIN 33402.2º parte (Melo, 2009)

Tabla 21*Dimensiones mano 2*

Dimensiones en cm	Percentil					
	Hombre			Mujeres		
	5%	50%	95%	5%	50%	95%
37 Ancho del dedo pulgar	2,0	2,3	2,5	1,6	1,9	2,1
38 Grosor de la mano	2,4	2,8	3,2	2,1	2,6	3,1

Fuente: Norma DIN 33402.2º parte (Melo, 2009)

Y en la figura 42, se indica las cotas de cada articulación y en la tabla 22, sus respectivas dimensiones.

**Figura 42.** Antropometría de la mano 3

Fuente: Norma DIN 33402.2º parte (Melo, 2009)

Tabla 22*Dimensiones mano 3*

Dimensiones en cm	Percentil					
	Hombre			Mujeres		
	5%	50%	95%	5%	50%	95%
39 Ancho de la mano incluyendo dedo pulgar	9,8	10,7	11,6	8,2	9,2	10,1
40 Ancho de la mano excluyendo el dedo pulgar	7,8	8,5	9,3	7,2	8,0	8,5
41 Diámetro de agarre de la mano	11,9	13,8	15,4	10,8	13,0	15,7

CONTINÚA 

42 Perímetro de la mano	19,5	21,0	22,9	17,6	19,2	20,7
43 Perímetro de la articulación de la muñeca	16,1	17,6	18,9	14,6	16,0	17,7

Fuente: Norma DIN 33402.2º parte (Melo, 2009)

Para el desarrollo del diseño del guante se modela con respecto a las dimensiones que se presentan en el percentil 50% de hombre, en las tablas 20, 21 y 22, obteniendo un guante estándar.



Figura 43. Diseño del guante

2.11 Definición del diseño

En síntesis, a lo desarrollado tanto en la selección de elementos que forman parte del sistema y a su diseño, en la figura 44, se indica el ensamble de todos los componentes como resultado del proyecto final.

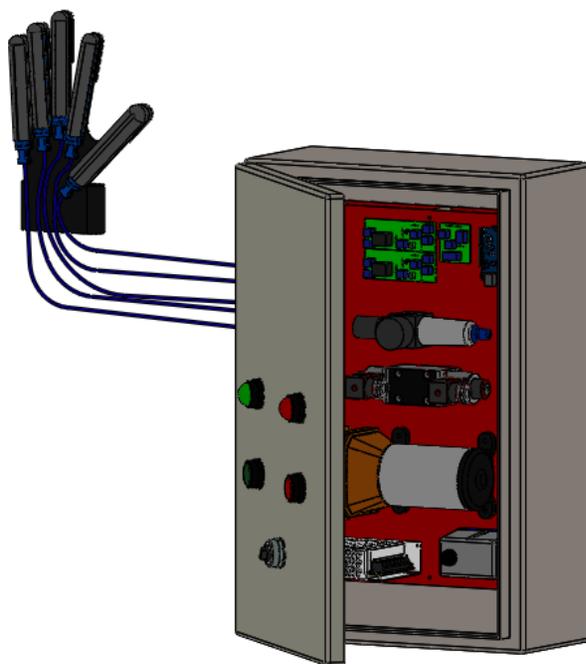


Figura 44. Diseño final del guante rehabilitador

CAPÍTULO III

CONSTRUCCIÓN E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA

2.1 Construcción del sistema electrónico y de control

En esta sección se indica la elaboración, construcción e implementación física de cada uno de los diagramas de circuito diseñados en su respectivo software en el capítulo anterior. A continuación, se explica el desarrollo del circuito de control y del circuito de sensor de fuerza resistivo y LCD.

3.1.1 Desarrollo del circuito de control

En el presente apartado se realiza el ruteo de pistas e impresión para proceder a la elaboración de la placa del circuito de control con los elementos electrónicos seleccionados. A continuación, se presenta en las figuras 45 y 46, el diagrama de ruteo del circuito de control con su respectiva placa final con sus elementos soldados respectivamente.

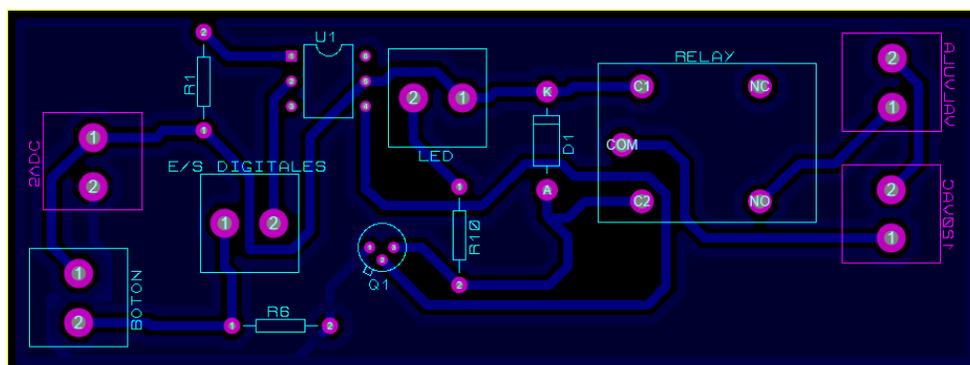


Figura 45. Diagrama de ruteo del circuito de control

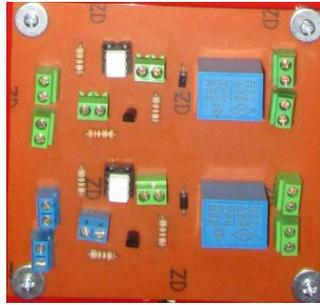


Figura 46. PCB del circuito de control soldado

3.1.2 Desarrollo del circuito FSR

De igual forma se realiza el ruteo de pistas e impresión del diagrama para realizar la placa de circuito PBC del sensor de fuerza resistivo.

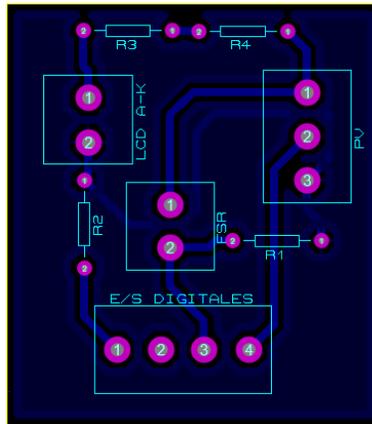


Figura 47. Diagrama de ruteo del circuito FSR



Figura 48. PCB del circuito FSR soldado

3.1.3 Programación de la tarjeta Arduino Uno

La programación se realiza en la tarjeta Arduino Uno para el control de los actuadores blandos. Para empezar el programa se define las librerías y los pines que van a ser utilizados para enviar las señales de accionamiento y desactivación del circuito electrónico.

```
//SENSOR FUERZA
#include <LiquidCrystal.h>
LiquidCrystal lcd(7, 8, 9, 10, 11, 12);
int fsrPin = 0;
int LEDpin = 6;
int BrilloLED;
int fsrReading;
int fsrVoltage;
unsigned long fsrResistance;
unsigned long fsrConductance;
long fsrForce;
//VALVULA
const int LED = 2;
const int BOTON = 3;
const int LED1 = 4;
const int BOTON1 = 5;
int stateboton = 0;
int stateled = 0;
int old_stateboton = 0;
int stateboton1 = 0;
int stateled1 = 0;
int old_stateboton1 = 0;
```

Figura 49. Definición de pines

En la función setup se escribe las sentencias de configuración que necesita el programa para que trabaje correctamente, se asigna las características de entrada/salida a los pines y la activación del sensor que se utiliza.

```
void setup()
{
  //SENSOR FUERZA
  Serial.begin(9600);
  pinMode(LEDpin, OUTPUT);

  //VALVULA
  pinMode(LED, OUTPUT);
  pinMode(BOTON, INPUT);
  pinMode(LED1, OUTPUT);
  pinMode(BOTON1, INPUT);

  lcd.begin(16,2);
}
```

Figura 50. Definición de pines de entrada/salida

Para el control de los actuadores blandos y el sensor FSR, el programa está formado por funciones que corresponden a los ejercicios de rehabilitación para enviar las señales de accionamiento o desactivación. De igual manera se utilizan las sentencias para la lectura del valor medido del FSR como se indica en la figura 51.

```

void loop(void)
{
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(5,0);
  lcd.print("Fuerza:");
  lcd.setCursor(6,1);
  lcd.print("Newtons");
  lcd.setCursor(3,1);
  lcd.print(fsrForce);
  Serial.println("-----");
  delay(1000);
  //VALVULA
  {
    stateboton= digitalRead(BOTON);
    if ((stateboton == HIGH) && (old_stateboton == LOW))
    {
      stateled=1-stateled;
      delay(1000);
    }
    old_stateboton = stateboton;
    if (stateled=1)
    {
      digitalWrite(LED, LOW);
    }
    else
    {
      digitalWrite(LED,HIGH);
    }
    stateboton1= digitalRead(BOTON1);
    if ((stateboton1 == HIGH) && (old_stateboton1 == LOW))
    {
      stateled1=1-stateled1;
      delay(1000);
    }
    old_stateboton1 = stateboton1;
    if (stateled1=1)
    {
      digitalWrite(LED1, LOW);
    }
    else
    {
      digitalWrite(LED1,HIGH);
    }
  }
}

//SENSOR FUERZA
{
  fsrReading = analogRead(fsrPin);
  Serial.print("Analog reading = ");
  Serial.println(fsrReading);
  BrilloLED = map(fsrReading, 0, 1023, 0, 255);
  analogWrite(LEDpin, BrilloLED);
  fsrVoltage = map(fsrReading, 0, 1023, 0, 5000);
  Serial.print("Voltage reading in mV = ");
  Serial.println(fsrVoltage);
  if (fsrVoltage == 0)
  {
    Serial.println("No pressure");
  }
  else
  {
    fsrResistance = 5000 - fsrVoltage;
    fsrResistance *= 10000;
    fsrResistance /= fsrVoltage;
    Serial.print("FSR resistance in ohms = ");
    Serial.println(fsrResistance);
    fsrConductance = 1000000;
    fsrConductance /= fsrResistance;
    Serial.print("Conductance in microhmohs: ");
    Serial.println(fsrConductance);
    if (fsrConductance <= 1000)
    {
      fsrForce = fsrConductance / 80;
      Serial.print("Force in Newtons: ");
      Serial.println(fsrForce);
    }
    else
    {
      fsrForce = fsrConductance - 1000;
      fsrForce /= 30;
      Serial.print("Force in Newtons: ");
      Serial.println(fsrForce);
    }
  }
}

```

Figura 51. Código a ser ejecutado

3.2 Construcción del sistema mecánico

El sistema mecánico inicia con la elaboración de los moldes para proceder con la fabricación de los actuadores blandos. Además, la construcción de una caja de control que facilita las instalaciones eléctricas y electrónicas del proyecto, para un correcto funcionamiento y cumpliendo los requerimientos del usuario.

3.2.1 Impresión 3D de moldes

Previamente ya realizado el diseño de los moldes en un software de modelado 3D apropiado, cada uno de los archivos deben estar guardados con la extensión STL, para obtener los moldes mediante impresión 3D.

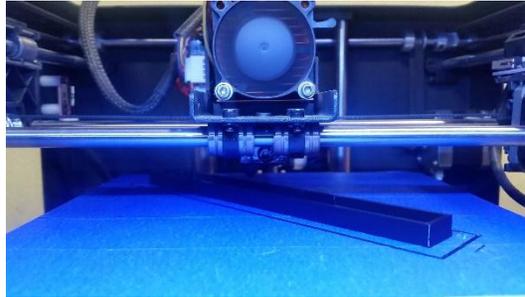


Figura 52. Impresión 3D de moldes



Figura 53. Moldes

3.2.2 Fabricación de actuadores blandos

Una vez ya impresos los moldes en 3D, se procede con una serie de pasos que implica para la fabricación de los actuadores blandos. A continuación, se explica el proceso de manufactura del actuador.

a) Preparación de material y moldeado

El material a utilizar para elaborar los actuadores blandos es caucho de silicona, que comprende de una Componente A que es la silicona y la Componente B que es el catalizador; este último ayuda al endurecimiento de la silicona.

La preparación se realiza una relación de 20 a 1 (g) del componente A y componente B respectivamente. A continuación, se mezclan los componentes A y B, puede realizarse mediante una centrifugadora o manualmente.



Figura 54. Medición de componente A y B

Después de obtener una mezcla homogénea se vierte en la cavidad del molde abierto, se recomienda que este procedimiento se realice lentamente, de esta manera rellenar todo el molde y evitar acumulación de aire en la mezcla.



Figura 55. Relleno de mezcla en molde abierto

Posteriormente se coloca el molde que contiene la mezcla en la cámara de vacío durante cinco minutos, con el fin de eliminar el aire atrapado. Inmediatamente se retira el molde y se procede a eliminar las burbujas de aire que se generaron en la superficie de la mezcla, mediante un alfiler de una manera sutil.



Figura 56. Eliminación burbujas en la mezcla

Ahora se procede con el moldeo del material mediante el método moldeado por compresión, ubicando el molde de cierre en la cavidad del molde abierto que contiene la mezcla y se aplica una presión, de esta manera obliga al material a entrar en contacto con todas las áreas del molde.

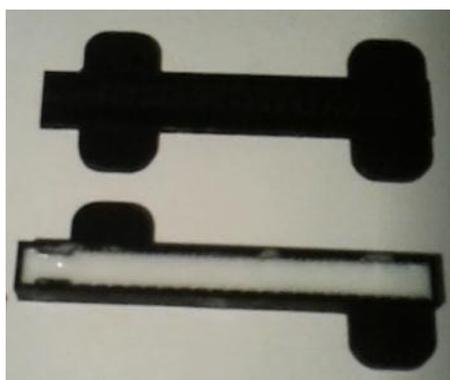


Figura 57. Colocación de molde de cierre en la cavidad

Para mantener presionados los dos moldes se utiliza abrazaderas que son colocadas en los extremos. Se retira cualquier exceso de material de los moldes y se opta por un

proceso de curado lento; que se refiere que el material se cure a temperatura ambiente durante 2 horas mínimo.



Figura 58. Moldeo del material

b) Desmoldar y ensamble de capas

Después de su curado, cuidadosamente se procede a retirar la capa superior extensible del molde abierto y eliminar los excesos de material que se presenten en la capa.



Figura 59. Capa superior extensible

Procedemos a ensamblar la capa superior extensible con la capa inferior inextensible; que se encuentra sin curar en el molde base. Tener cuidado de no obstruir el canal de aire.



Figura 60. Unión de capas extensible e inextensible

De igual manera se repite el proceso de curado lento a temperatura ambiente, después se retira los excesos de material que estén presentes en el actuador.

c) Limitación de tensión

Para evitar que el actuador se expanda radialmente, se opta por envolver con fibra de nylon que es un excelente material limitante. Las ranuras que dispone el actuador son precisamente para envolverlo con la fibra limitante.



Figura 61. Colocación de fibra inextensible

Después se procede a cubrir completamente el actuador con una capa fina de Silicona Elastosil M4601, para proteger la fibra limitante. Se repite el proceso de curado lento a temperatura ambiente.

d) Instalación de canales

Para el flujo de aire comprimido en los actuadores, se instalan mangueras neumáticas. Por último, verificar que no exista alguna fuga esto ocasionaría un mal funcionamiento en los actuadores.



Figura 62. Instalación de manguera

3.3 Montaje del sistema de control y mecánico

Una vez ya desarrollado los circuitos de PCB, los actuadores blandos y seleccionados los componentes a utilizar en proyecto, se procede a la instalación de todo el sistema. Se efectúa el montaje de todos los elementos sobre una plancha de acrílico de 5mm de espesor, posteriormente se realiza las instalaciones neumáticas (mini compresor, presostato, válvula 5/3 centro cerrado, válvula reguladora y al distribuidor de aire), eléctricas (alimentación de la fuente, mini compresor, presostato, válvula 5/3 centro cerrado, Arduino Uno, y circuitos de control y sensor de fuerza resistivo) y electrónicas (E/S del Arduino Uno) del proyecto como se muestra en la figura 63.

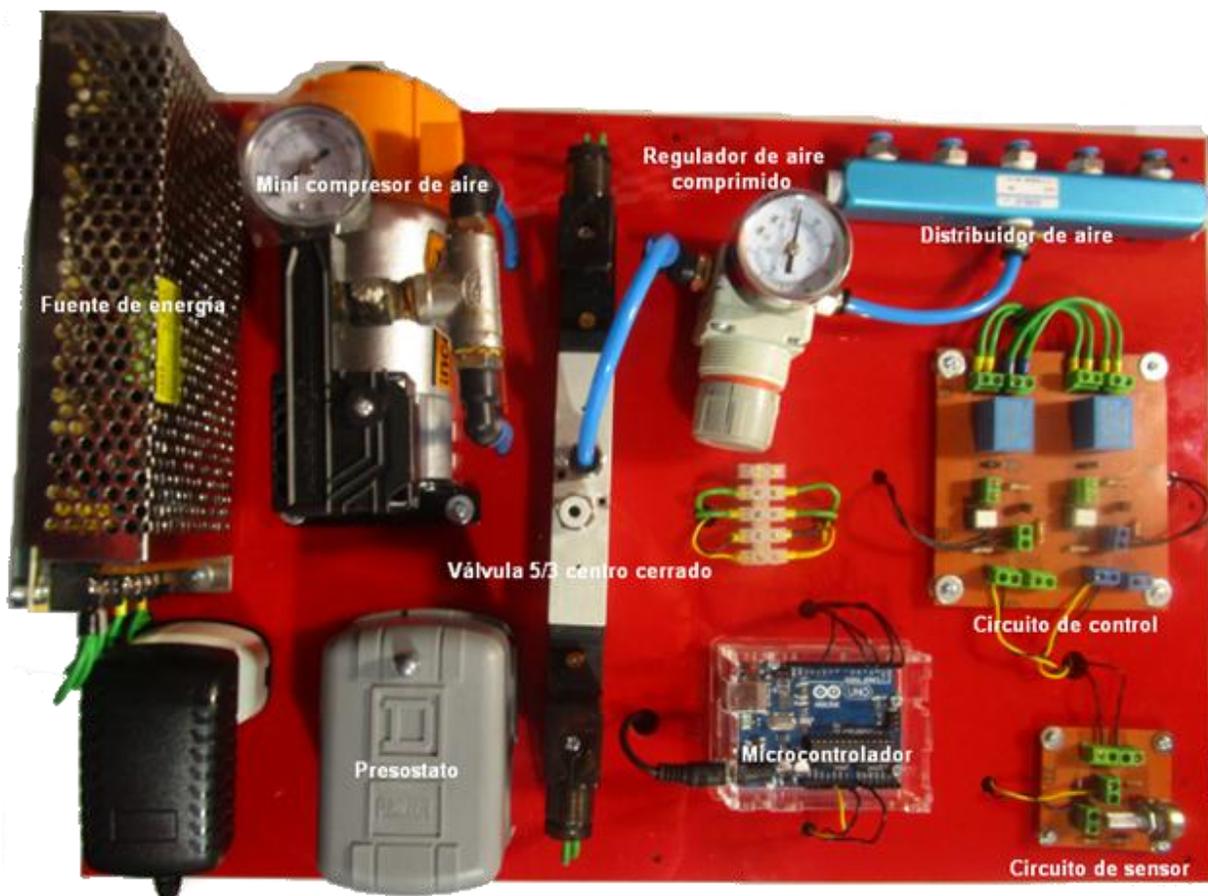


Figura 63. Sistema de control del rehabilitador

El tablero de control se encarga de encender todo el sistema, ejecutar los movimientos de rehabilitación y realizar las mediciones mediante el sensor FSR. Para la protección del tablero se opta por instalarlo en un gabinete de control para:

- Garantizar la seguridad en el sistema
- Proteger los componentes frente las condiciones ambientales
- Prohibir el acceso al hardware del sistema de control entre otros.



Figura 64. Caja de control

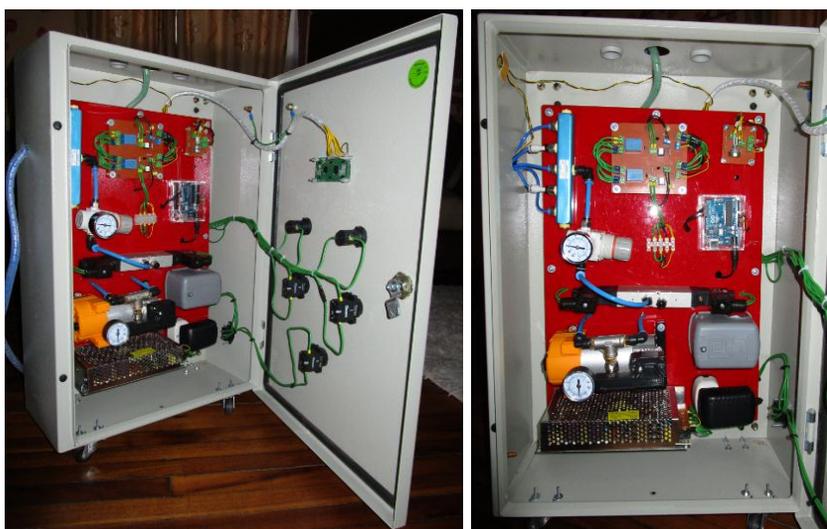


Figura 65. Montaje del tablero de control

3.4 Elaboración del guante

Para la protección de los actuadores y la facilidad de uso en los pacientes, se opta por elaborar un guante con material elástico, que evite la limitación de movimientos en los dedos y se ajuste de una manera correcta a la mano posibilitando al usuario la ejecución de determinada tarea. Para la elaboración del guante su diseño se basa a la norma DIN 33402.2º parte, además el material utilizado para su fabricación es lycra y

neopreno que es apto para asistencia médica además es duradero y cómodo. Además, el guante dispone de cintas de velcro que resultan ser ajustables a la mano del paciente.



Figura 66. Guante para el rehabilitador

CAPÍTULO IV

PRUEBAS Y RESULTADOS

En el capítulo presente se realiza las pruebas de funcionamiento de los actuadores blandos y del sistema en conjunto, exponiendo los resultados obtenidos. Con los actuadores blandos se trata especificar la presión máxima, el desplazamiento angular que puede alcanzar y en las pruebas en conjunto se considera la sujeción de objetos de distinto tamaño mediante la utilización del guante rehabilitador, de esta manera garantizar la correcta funcionalidad y seguridad del sistema.

Por último, se validará la hipótesis plateada mediante el método de Chi-cuadrado, el cual requiere comprobar si dos variables determinadas están o no relacionadas.

4.1 Prueba de actuadores blandos

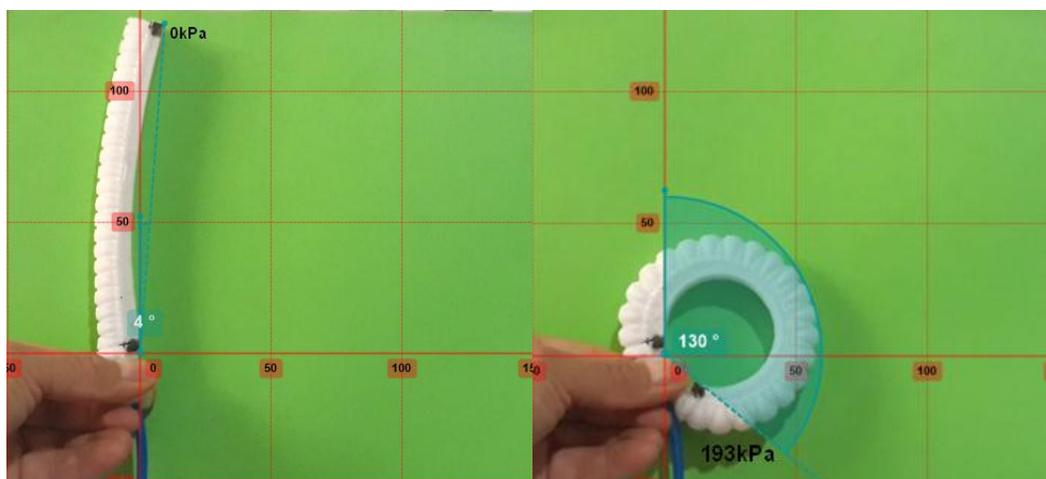
La prueba de actuadores blandos, consiste en describir los resultados obtenidos tras una serie de ensayos en el comportamiento del diseño del actuador, con el objetivo de determinar sus respectivas características de trabajo como la máxima presión, amplitud y los ciclos de vida.

La primera prueba se realiza con tres actuadores blandos, se basa en determinar la presión máxima que soportan los actuadores hasta su ruptura, dando como resultado un rango de 262 a 289 kPa, por seguridad se recomienda presurizar hasta 275 kPa.

Tabla 23*Resultados de presión máxima*

Actuador	Presión máxima
1	262kPa
2	290kPa
3	276kPa

La segunda prueba consiste en determinar la presión requerida para que el actuador blando se doble por completo, mediante el empleo de un software se analiza el video y se obtiene la medición del desplazamiento angular del actuador. Como resultado se obtiene un desplazamiento angular de 130° con una presión aplicada de 193kPa.

**Figura 67.** Desplazamiento angular del actuador blando

4.2 Prueba de funcionamiento

Para la siguiente prueba implica el funcionamiento del prototipo en general, la capacidad que tiene de realizar los movimientos para poder sujetar objetos de diferente tamaño.

En la tabla 24, se presenta las sesiones de trabajo del paciente que realizó en conjunto con el sistema de rehabilitación durante cinco semanas con la supervisión de

una persona especializada en el área de fisioterapia. También se describe los ejercicios que fueron aplicados y el número de repeticiones realizadas en cada sesión.

Tabla 24

Programa de rehabilitación

	Semanas	Ejercicios	Repeticiones
Semana 1	Sesión 1	Movimientos de apertura y cierre	10
	Sesión 2	Movimientos de apertura y cierre	10
	Sesión 3	Movimientos de apertura y cierre	10
	Sesión 4	Movimientos de apertura y cierre	10
	Sesión 5	Movimientos de apertura y cierre	10
Semana 2	Sesión 1	Sujeción de objetos pequeños	10
	Sesión 2	Sujeción de objetos pequeños	10
	Sesión 3	Sujeción de objetos pequeños	10
	Sesión 4	Sujeción de objetos pequeños	10
	Sesión 5	Sujeción de objetos pequeños	10
Semana 3	Sesión 1	Sujeción de objetos pequeños	10
	Sesión 2	Sujeción de objetos pequeños	10
	Sesión 3	Sujeción de objetos pequeños	10
	Sesión 4	Sujeción de objetos pequeños	10
	Sesión 5	Sujeción de objetos pequeños	10
Semana 4	Sesión 1	Sujeción de objetos medianos	10
	Sesión 2	Sujeción de objetos medianos	10
	Sesión 3	Sujeción de objetos medianos	10
	Sesión 4	Sujeción de objetos medianos	10
	Sesión 5	Sujeción de objetos medianos	10
Semana 5	Sesión 1	Sujeción de objetos grandes	10
	Sesión 2	Sujeción de objetos grandes	10
	Sesión 3	Sujeción de objetos grandes	10
	Sesión 4	Sujeción de objetos grandes	10
	Sesión 5	Sujeción de objetos grandes	10

Las pruebas realizadas se han clasificado en dos tipos de tamaños; objetos pequeños y objetos medianos – grandes, y se detalla con las respectivas dimensiones de cada

cuerpo utilizado. El número de pruebas a realizarse será un máximo de diez por objeto, se puntualiza como ejercicio cumplido aquellos objetos que fueron sujetos caso contrario será ejercicio no cumplido.

La tabla 25 indica la cantidad de objetos pequeños sujetos, y se detalla si el ejercicio fue o no cumplido y el porcentaje de efectividad de cada prueba.

Tabla 25

Prueba de sujeción de objetos pequeños

Nº de pruebas	Ejercicio cumplido	Ejercicio no cumplido	% de Efectividad
10	7	3	70%
10	7	3	70%
10	9	1	90%
10	8	2	80%
10	8	2	80%
10	9	1	90%
10	7	3	70%
10	8	2	80%
10	10	0	100%
10	9	1	90%

De la misma manera se presenta la tabla 26 que indica la cantidad de objetos medianos – grandes sujetos, y se detalla si el ejercicio fue o no cumplido y el porcentaje de efectividad de cada prueba.

Tabla 26

Prueba de sujeción de objetos medianos – grandes

Nº de pruebas	Ejercicio cumplido	Ejercicio no cumplido	% de Efectividad
10	6	4	60%
10	7	3	70%
10	7	3	70%
10	7	3	70%
10	8	2	80%
10	7	3	70%
10	7	3	70%
10	7	3	70%
10	7	3	70%
10	7	3	70%

En los resultados obtenidos con las pruebas de objetos pequeños y medianos – grandes, se obtiene que los movimientos de los actuadores se ajustan al del usuario y los ejercicios de apertura y cierre evita la progresión de deformidades por falta de movimiento, además este tipo de rehabilitador proporciona la comodidad y suavidad requerida para el usuario.

Mediante la utilización del equipo de rehabilitación, la recuperación del paciente presenta un progreso de cinco sesiones a comparación de la rehabilitación tradicional además los movimientos constantes del equipo, ayuda a ejercitar sus articulaciones evitando la aparición de edemas por falta de movilidad.

Las limitaciones del sistema de rehabilitación con los diferentes objetos utilizados en las sesiones, se presenta inconvenientes en la manipulación de objetos lisos debido al material de fabricación del guante (neopreno). También en la limitación de movimientos que carece el equipo esto puede ayudar en la para una recuperación temprana de los pacientes.

4.3 Validación de la hipótesis

La hipótesis planteada es:

¿El diseño e implementación de un prototipo de rehabilitador de mano aplicando robótica blanda ayudara al mejoramiento de la sujeción en personas con escasa movilidad?

Variable independiente: Prototipo de rehabilitador de mano

Variable dependiente: Mejoramiento en la sujeción

Para la validación de la hipótesis se utiliza la prueba de Chi-cuadrado, se requiere comprobar si dos variables determinadas están o no relacionadas.

Para empezar, se realiza la formulación que es plantear la hipótesis nula (H_0) y la hipótesis alternativa (H_1), después se obtiene los valores de frecuencia observada y esperada, como se indica a continuación:

Hipótesis nula (H_0): El prototipo de rehabilitador de mano no ayudara al mejoramiento de la sujeción en personas con escasa movilidad.

Hipótesis alternativa (H_1): El prototipo de rehabilitador de mano ayudara al mejoramiento de la sujeción en personas con escasa movilidad.

Tabla 27

Valores de frecuencias observadas (f_o)

Pruebas	Cumplió	No cumplió	Total
Objetos pequeños	82	18	100
Objetos medianos y grandes	70	30	100
Total	152	48	200

Valor o frecuencias esperadas (f_e) =

$$f_e = \frac{f_{oi} \times f_{oj}}{f_{or}}$$

f_e = Frecuencia esperada

f_{oi} = Frecuencia observada fila

f_{oj} = Frecuencia observada columna

f_{o_T} = Frecuencia observada total

En la tabla 28, se muestra los valores de frecuencia esperada (f_e):

Tabla 28

Valores de frecuencia esperada (f_e)

Pruebas	Cumplió	No cumplió
Objetos pequeños	76	24
Objetos medianos y grandes	76	24

Mediante la siguiente ecuación se obtiene el valor de Chi-cuadrado calculado

$$x^2_{\text{calculado}} = \sum \frac{(f_{o_{ij}} - f_{e_{ij}})^2}{f_{e_{ij}}}$$

$$x^2_{\text{calculado}} = 3.94$$

Calcular el número de grados de libertad del problema

$$\text{Grados de libertad} = (\text{Número de filas} - 1) * (\text{Número de columnas} - 1)$$

$$\text{Grados de libertad} = 1$$

Se considera un valor de significancia de:

$$\alpha = 0.05$$

DISTRIBUCION DE χ^2

Grados de libertad	Probabilidad											
	0,95	0,90	0,80	0,70	0,50	0,30	0,20	0,10	0,05	0,01	0,001	
1	0,004	0,02	0,06	0,15	0,46	1,07	1,64	2,71	3,84	6,64	10,83	
2	0,10	0,21	0,45	0,71	1,39	2,41	3,22	4,60	5,99	9,21	13,82	
3	0,35	0,58	1,01	1,42	2,37	3,66	4,64	6,25	7,82	11,34	16,27	
4	0,71	1,06	1,65	2,20	3,36	4,88	5,99	7,78	9,49	13,28	18,47	
5	1,14	1,61	2,34	3,00	4,35	6,06	7,29	9,24	11,07	15,09	20,52	
6	1,63	2,20	3,07	3,83	5,35	7,23	8,56	10,64	12,59	16,81	22,46	
7	2,17	2,83	3,82	4,67	6,35	8,38	9,80	12,02	14,07	18,48	24,32	
8	2,73	3,49	4,59	5,53	7,34	9,52	11,03	13,36	15,51	20,09	26,12	
9	3,32	4,17	5,38	6,39	8,34	10,66	12,24	14,68	16,92	21,67	27,88	
10	3,94	4,86	6,18	7,27	9,34	11,78	13,44	15,99	18,31	23,21	29,59	
	No significativo								Significativo			

Figura 68. Distribución de Chi-cuadrado

De acuerdo a la figura 68, para 1 grado de libertad y un valor significativo de 0.05 se obtiene un valor de Chi-cuadrado tabulado de:

$$\chi^2_{tab} = 3,84$$

Para que la hipótesis planteada sea válida, tiene que cumplir la siguiente condición

$$\chi^2_{calculado} > \chi^2_{tab}$$

Se tiene los siguientes valores:

$$\chi^2_{calculado} = 3.94$$

$$\chi^2_{tab} = 3,84$$

Hipótesis alternativa (H_1) se cumple si:

$$3.94 > 3,84 \therefore H_1 \text{ es válida}$$

La hipótesis planteada “El diseño e implementación de un prototipo de rehabilitador de mano aplicando robótica blanda ayudara al mejoramiento de la sujeción en personas con escasa movilidad” es aceptable.

4.4 Análisis económico del proyecto

A continuación, en la tabla 29, se detalla los costos de los elementos utilizados para ejecución del proyecto, además el diseño, construcción e implementación del mismo.

Tabla 29

Valor de cada elemento del proyecto

Cantidad	Elementos	Valor unitario \$	Valor Total \$
1	Fuente de energía 120VAC/12VDC	24,00	24,00
1	Adaptador de arduino 120VAC/9VDC	10,00	10,00
1	Mini compresor de aire automático	38,50	38,50
1	Presostato	26,50	26,50
1	Válvula 5/3 centro cerrado P2LBZ692EENDBB53	65,00	65,00
1	Válvula reguladora con manómetro	50,00	50,00
1	Distribuidor de aire puertos 1/4	20,00	20,00
1	Tarjeta Arduino Uno	18,00	18,00
1	Sensor de fuerza resistivo	15,00	15,00
5	Acople neumático tipo codo 6mm X 1/4 MPT	1,50	7,50
2	Acople neumático recto rosca manguera 6mmx1/4MPT	1,25	2,50
5	Acople neumáticos recto roca manguera 4mmx1/4MPT	1,25	6,25
2	Tapón hueco 1/4MPT	0,60	1,20
2	Tapón hexagonal 1/4MPT	0,50	1,00
2	Manguera Azul Poliuretano para Aire 6 mm	1,20	2,40
5	Manguera Azul Poliuretano para Aire 4 mm	0,90	4,50
1	Selector 2 posiciones	1,80	1,80
2	Pulsador 22mm	1,50	3,00
2	Luz piloto	1,50	3,00

CONTINÚA 

2	Pulsador luminoso	4,00	8,00
15	Cable de timbre	0,30	4,50
20	Cable súper flexible 20	1,00	20,00
1	Caja botonera	5,00	5,00
1	Gabinete metálico	58,00	58,00
1	Baquelita 20x30cm	3,50	3,50
2	Relay 5VDC 5 pines	1,00	2,00
2	Optoacoplador 4N25	0,55	1,10
2	Transistor 2N2222	0,10	0,20
1	Potenciómetro variable	0,25	0,25
10	Resistencia	0,15	1,50
2	Diodo IN4007	0,15	0,30
1	Display LCD 2x16	5,00	5,00
16	Conector bornera 2 pines mini	0,30	4,80
1	Conector bornera regleta	1,50	1,50
1	Cloruro férrico	0,75	0,75
2	Suelda	0,60	1,20
1	Pasta para soldar	2,50	2,50
1	Jack 3 pines macho	0,80	0,80
1	Cable de poder	3,00	3,00
2	Base de acrílico 32x47cm	10,00	20,00
1	Carcasa acrílica de protección Arduino Uno	10,00	10,00
25	Tornillos M3x20	0,15	3,75
4	Ruedas	0,70	2,80
1	Juego de moldes impreso 3D	35,00	35,00
1	Silicona Elastosil M4601	30,80	30,80
1	Tela neopreno	5,50	5,50
1	Velcro	1,50	1,50
1	Confección de guante	20,00	20,00
1	Amarras 10cm	1,00	1,00
	Diseño e implementación del proyecto		200,00
	Gastos adicionales		100,00
	TOTAL		854,40

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 Conclusiones

- Para el desarrollo de este proyecto se realizó una investigación previa, al ser una tecnología nueva se requiere de toda la información necesaria de los diferentes proyectos ya realizados.
- Para la morfología del actuador se prefirió un diseño semicircular por sus características de trabajo al ser presurizado, adicionalmente este tipo de actuador requiere de fibras inextensibles, impidiendo al actuador se expanda en forma radial y su desplazamiento lo realice en el eje axial, facilitando de manera segura al usuario los movimientos de rehabilitación y brindando la comodidad requerida.
- La simulación del actuador en el software Abaqus, ha permitido tener una apreciación de su comportamiento y analizar si es necesario algún posible cambio en su diseño.
- El comportamiento del actuador fabricado respecto al simulado, presentan un movimiento muy parecido, cabe recalcar que ninguno de los dos presenta material limitante en su diseño y elaboración.
- Mediante un curado lento a temperatura ambiente se obtiene mejores enlaces entre sus capas, mientras que un curado rápido presenta enlaces débiles y sus capas se contraen ocasionando que el actuador terminado no brinde el movimiento requerido. Un curado lento conlleva mayor tiempo en el proceso de fabricación.

- El desarrollo un dispositivo basado en actuadores blandos para la rehabilitación de la mano en pacientes que han sufrido de un ictus cerebral. El uso de este tipo de material elastomérico en el proyecto ha permitido una mayor flexibilidad y movimientos que se asemejen a la naturaleza humana.
- La instalación de un sistema electroneumático para el funcionamiento del rehabilitador, permite mediante un microcontrolador el accionamiento de los actuadores blandos por medio de flujo neumático para generar los movimientos de cierre y apertura de la mano, además el sistema incluye un sensor encargado de medir la fuerza que genera el actuador blando.

4.1 Recomendaciones

- Investigar sobre robótica blanda y los métodos de fabricación de actuadores blandos para obtener mejores resultados y el trabajo sea satisfactorio.
- Antes de validar un prototipo o iniciar con la construcción, es importante el diseño, estudio y análisis dinámico de cada elemento que conforma el sistema mediante un software para mejorar la fabricación y desarrollo del producto.
- La fuente de aire dependerá de la necesidad de flujo de los actuadores para generar los movimientos necesarios.
- El diseño de los actuadores como es su morfología y movimiento dependerá de la aplicación designada.
- Un actuador que presenta un aumento en el grosor de sus paredes, requiere mayor presión para que logre flexionarse.

- Para la fabricación de actuadores se sugiere un lugar ventilado y limpio para evitar contaminaciones en el material, además la cantidad de mezcla de los componentes se debe ser previamente medidos.
- El tipo de fabricación que se requiere realizar para obtener los actuadores, implica un proceso de moldeo de varios pasos.
- Para futuros trabajos se recomienda desarrollar una programación que permita ejecutar varios movimientos de rehabilitación, que ayuden al paciente a una mayor recuperación.
- Para desarrollar nuevos dispositivos mediante robótica blanda se recomienda investigar a cerca del tema, que beneficios pueden brindar su aplicación en diferentes campos por su compatibilidad con el hombre.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aliaga, M. (2017). Fractura del boxeador: tratamiento y rehabilitación. Recuperado 11 de diciembre de 2017, de <https://www.onsalus.com/fractura-del-boxeador-tratamiento-y-rehabilitacion-18829.html>
- Amazings NCYT. (2016). Robots blandos que emulan la musculatura humana — Noticias de la Ciencia y la Tecnología (Amazings® / NCYT®). Recuperado 12 de diciembre de 2017, de <http://noticiasdela ciencia.com/not/21469/robots-blandos-que-emulan-la-musculatura-humana/>
- Arronte, M., Bouzas, D., Fernández, S., García, E., González, M. T., Larena, M., ... Zubizarreta, C. (s. f.). *Rehabilitación tras un ictus*. Recuperado de <http://www.ardacea.es/files/A-ICTUS-GUIA-PARA-PACIENTES-CUIDADORES-Y-FAMILIAS.pdf>
- Asenjo, S. (2014). Harvard crea una web para ofrecer acceso a las herramientas necesarias para el desarrollo de robots blandos. Recuperado 5 de diciembre de 2017, de <https://www.whatsnew.com/2014/09/24/harvard-crea-una-web-para-ofrecer-acceso-a-las-herramientas-necesarias-para-el-desarrollo-de-robots-blandos/>
- Carletti, E. (2017). Actuadores - Músculos neumáticos - Robots Argentina. Recuperado 12 de enero de 2018, de http://robots-argentina.com.ar/Actuadores_musculosneumaticos.htm
- Chacón, P. (2014). No tengas miedo: los robots del futuro serán tan blandos como la gelatina. Recuperado 5 de diciembre de 2017, de http://www.eldiario.es/hojaderouter/tecnologia/hardware/soft-robotics-futuro-ciencia_0_282422528.html

- Domínguez, M. (2014). Evaluabilidad de los programas del robot amadeo en la rehabilitación de la mano del hemipléjico. *2014*, 22.
- Domínguez, S. (2010). Rehabilitación de la mano | Rehabilitación y medicina física. Recuperado 2 de diciembre de 2017, de <https://rehabilitacionymedicinafisica.wordpress.com/category/rehabilitacion-de-la-mano/>
- EXPLORA de Conicyt. (2015). Infocyt. Recuperado 5 de diciembre de 2017, de <http://www.infocyt.cl/articulo.php?id=1139>
- Feroqa. (2017). Ecoflex® 00-35 Fast -Silicona súper elástica para Life-Cast-. Recuperado 16 de enero de 2018, de <http://www.feroqa.com/es/adicion-catalizador-de-platino/331-ecoflex-00-35-silicona-super-elastica-para-life-cast-.html>
- Gloreha. (2016). Hand rehabilitation system / arm / computer-assisted - Gloreha WORKSTATION - Idrogenet. Recuperado 2 de diciembre de 2017, de <http://www.medicalexpo.com/prod/idrogenet/product-74722-712263.html>
- Gómez, E. (2015). *Diseño, modelado y fabricación de robots blandos*. Universidad Carlos III de Madrid, Madrid. Recuperado de https://e-archivo.uc3m.es/bitstream/handle/10016/23343/TFG_Eduardo_Gomez_Suarez_2015.pdf
- Hardesty, L. (2014). Soft robotic fish moves like the real thing. Recuperado 11 de diciembre de 2017, de <http://news.mit.edu/2014/soft-robotic-fish-moves-like-the-real-thing-0313>
- Ingeniería de Columbia. (2017). *Soft Materials for Soft Actuators*. Recuperado de <https://www.youtube.com/watch?v=1J47difr3oo>

Melo, J. (2009). Ergonomía práctica. Recuperado de

<https://machete2000.files.wordpress.com/2012/05/mapfre-ergonomc3ada-prc3a1ctica.pdf>

Naranjo, X., & Tello, J. (2017). *Diseño e implementación de una pinza flexible basado en la tecnología de robótica blanda para manipulación y clasificación de objetos con geometría irregular implementado en el brazo robótico Mitsubishi del laboratorio de mecatrónica*. Recuperado de

<http://repositorio.espe.edu.ec/xmlui/bitstream/handle/21000/13824/T-ESPEL-MEC-0113.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

NIH, I. N. de B. e I. B. (2014, febrero 19). Ingeniería de Rehabilitación. Recuperado 1 de diciembre de 2017, de <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/ingenier%C3%ADa-de-rehabilitaci%C3%B3n>

OMS. (1969). *Comite de expertos de la OMS en rehabilitación médica*. Recuperado de http://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/38490/WHO_TRS_419_spa.pdf;jsessionid=F6DB5CB6D6195739B5624558B649180A?sequence=1

Penalva, J. (2007, noviembre 13). Guantes de rehabilitación de Panasonic. Recuperado 2 de diciembre de 2017, de <https://www.xataka.com/otros/guantes-de-rehabilitacion-de-panasonic>

Pérez, P. (2016). Inventan un guante robótico que ayuda a recuperar los movimientos de la mano. Recuperado 28 de septiembre de 2018, de https://www.tendencias21.net/Inventan-un-guante-robotico-que-ayuda-a-recuperar-los-movimientos-de-la-mano_a41812.html

Philips. (2016). Philips patenta una silicona para uso en impresión 3D de objetos transparentes - Impresoras 3D. Recuperado 11 de julio de 2018, de

<http://imprimalia3d.com/noticias/2016/11/09/008203/philips-patenta-una-silicona-uso-impresi-n-3d-objetos-transparentes>

Pintulac. (2018). Pintulac | Tu amigo experto en acabados para construcción y maquinaria. Recuperado 18 de julio de 2018, de <https://www.pintulac.com.ec/caucho-silicona-con-catalizador-50g?c=e43f9b2e904f92d3a640e53fe8fb613e>

Polygerinos, P., Galloway, K., Wang, Z., Connolly, F., Overvelde, J. T., & Young, H. (2016). *Fiber-Reinforced Actuators*. Recuperado de <https://softroboticstoolkit.com/book/fiber-reinforced-bending-actuators>

Polygerinos, P., Mosadegh, B., & Campo, A. (2013). *Case Study*. Recuperado de <https://softroboticstoolkit.com/book/pneunets-case-study>

Rafael, A., Masjuan, J., & Jaime, G. (s. f.). Nueva Unidad de ictus en Madrid | Quirónsalud. Recuperado 8 de noviembre de 2018, de <https://www.quironsalud.es/ictus-madrid>

Red Menni. (2016). Rehabilitación de la mano y el brazo tras un ictus. La función de los robots | Red Menni. Recuperado 28 de septiembre de 2018, de <http://xn--daocerebral-2db.es/rehabilitacion-de-la-mano-y-el-brazo-tras-un-ictus-la-funcion-de-los-robots/>

Rincón, A. (2015). *Prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación motora de los dedos de la mano humana*. Universidad Autónoma de Manizales, Manizales. Recuperado de <file:///C:/Users/User1/Downloads/libro%20final.pdf>

Romeva, C. R. (2002). *Diseño concurrente*. Univ. Politèc. de Catalunya. Recuperado de <https://books.google.com.ec/books?id=leaPng4UWdgC&pg=PA70&lpg=PA70&dq=metodologia+dise%C3%B1o+concurrente&source=bl&ots=ORhEjiT4h7&sig=7-YSNvQu54IOEVCcbyqcuBQOzpQ&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwje7Oa->

yfzbAhWNR1kKHWENCSSQ6AEIdzAF#v=onepage&q=metodologia%20dise%C3%B1o%20concurrente&f=false

Ruiz, C. (2018, octubre 29). Los síntomas del ictus cerebral y cómo detectarlo a tiempo.

Recuperado 8 de noviembre de 2018, de https://www.clara.es/bienestar/salud/los-sintomas-del-ictus-cerebral-como-detectarlo-tiempo_11295

Ruiz, D. (2017). ¿Qué causas pueden provocar un Ictus cerebral? Recuperado 8 de noviembre de 2018, de <https://www.efesalud.com/blog-salud-prevencion/el-ictus-11-factores-de-riesgo-que-pueden-provocarlo/>

Sánchez, Á., & Arana-Echeverría, J. L. (2010). Bases científicas para el diseño de un programa de ejercicios para la mano del paciente con artritis reumatoide.

Recuperado de <http://www.sermef->

[ejercicios.org/webprescriptor/bases/basesCientificasArtritisReumatoide.pdf](http://www.sermef-ejercicios.org/webprescriptor/bases/basesCientificasArtritisReumatoide.pdf)

Siliconas Wacker. (2011). ELASTOSIL M 4601 A + B. Recuperado 16 de enero de 2018, de <http://www.interfareba.com/es/productos/silicona-rtv2-x-adicion/elastosil-m4601-ab>

Tello, J., & Naranjo, X. (2017). *Pinza flexible empleando robótica blanda - YouTube*.

Recuperado de <https://www.youtube.com/watch?v=bCMetN191PQ>

Tyromotion. (2013). AMADEO. Recuperado 2 de diciembre de 2017, de

<http://tyromotion.com/en/products/amadeo>

Ulrich, K., & Eppinger, S. (2012). *Diseño y desarrollo de productos* (Quinta edición).

Ulrich, K., & Eppinger, S. (2013). *Diseño y desarrollo de productos* (5ta ed.).

Velasco, A. (1999). Manual de Medicina Física y Rehabilitación para Enfermería.

Recuperado 28 de septiembre de 2018, de

http://bibmed.ucla.edu.ve/edocs_bmucla/materialdidactico/enfermeria/dewb320v453m.htm

Vitia. (2014). Rehabilitador de mano » Vitia Healthy Experience. Recuperado 2 de diciembre de 2017, de <http://www.vitia.es/producto/meditouch/rehabilitador-de-mano/>

YouRehab. (2017). Sistema de rehabilitación mano / configurado para ordenador - YouGrabber® - YouRehab - Vídeos. Recuperado 12 de diciembre de 2017, de <http://www.medicalexpo.es/prod/yourehab/product-81152-514404.html>

ANEXOS



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Se certifica que el siguiente trabajo fue desarrollado por la señorita:

AVILA MANOBANDA VANESSA ESTEFANÍA.

En la ciudad de Latacunga, a los 29 días del mes de enero de 2019.

Ing. Andrés Gordón

DIRECTOR DEL PROYECTO

DIRECTOR DE CARRERA

Aprobado por:

SECRETARIO ACADÉMICO