



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS

INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

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

**TEMA: ESTUDIO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE
EXOESQUELETO PARA MIEMBRO SUPERIOR UTILIZANDO
MÚSCULOS ARTIFICIALES PARA DETERMINACIÓN DE
LIMITACIONES DE LA TECNOLOGÍA DE ROBÓTICA BLANDA,
EN MULTIPLICADORES DE FUERZA**

AUTOR: SALGUERO TACO, ANDRÉS ELIAS

DIRECTORA: ING. REA MINANGO, SYLVIA NATHALY

LATACUNGA

2019



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICADO DEL DIRECTOR

Certifico que el trabajo de titulación, ***“ESTUDIO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO PARA MIEMBRO SUPERIOR UTILIZANDO MÚSCULOS ARTIFICIALES PARA DETERMINACIÓN DE LIMITACIONES DE LA TECNOLOGÍA DE ROBÓTICA BLANDA, EN MULTIPLICADORES DE FUERZA.”***

fue realizado por el señor ***Salguero Taco, Andrés Elías*** 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 las Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Latacunga, 3 de julio del 2019

Ing. Rea Minango, Sylvia Nathaly

C.C.: 1721261921



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Yo, *Salguero Taco, Andrés Elías* declaro que el contenido, ideas y criterio del trabajo de titulación: ***“ESTUDIO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO PARA MIEMBRO SUPERIOR UTILIZANDO MÚSCULOS ARTIFICIALES PARA DETERMINACIÓN DE LIMITACIONES DE LA TECNOLOGÍA DE ROBÓTICA BLANDA, EN MULTIPLICADORES DE FUERZA.”*** es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Latacunga, 3 de julio del 2019

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Salguero', is written above a horizontal line.

Salguero Taco, Andrés Elías

C.C.:1723243505



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Yo, Salguero Taco, Andrés Elías, autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: “ESTUDIO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO PARA MIEMBRO SUPERIOR UTILIZANDO MÚSCULOS ARTIFICIALES PARA DETERMINACIÓN DE LIMITACIONES DE LA TECNOLOGÍA DE ROBÓTICA BLANDA, EN MULTIPLICADORES DE FUERZA.”, en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.

Latacunga, 3 de julio del 2019

Salguero Taco, Andrés Elías

C.C.:1723243505

DEDICATORIA

Dedico este trabajo de titulación primeramente a Dios por guiarme en todo momento, permitiéndome alcanzar mis objetivos con paso firme.

A mis padres y hermanos, por su amor, sacrificio, por el apoyo incondicional al transcurso de mi etapa universitaria, aconsejándome en todo momento y brindándome palabras de aliento para alcanzar juntos esta meta trazada.

A mis compañeros de aulas por compartir vivencias con cada uno de ellos, pasando momentos de felicidad o de dificultad donde mutuamente nos apoyamos al transcurso de esta etapa universitaria, muchos de ellos han logrado ser inspiración y ejemplo de superación.

Por el apoyo desinteresado de familiares y amigos que me ayudaron cuando más los necesitaba, están presentes en la memoria de este trabajo por su gran solidaridad y buen corazón.

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por sus bendiciones, por guiarnos a lo largo de nuestra existencia, ser el apoyo y fortaleza en aquellos momentos de dificultad y debilidad.

Agradezco a los ingenieros de la Carrera, quienes nos han facilitado su experiencia, buenos consejos y conocimientos al transcurso de esta etapa universitaria.

Les doy gracias a mis padres y hermanos que sin su ayuda nada de esto se hubiese llevado a cabo, gracias por su apoyo en toda mi vida, formándome como una persona de bien y responsable de mis actos.

Al tutor de tesis Ing. Nathaly Rea, le doy las gracias por su gran apoyo, por sus palabras de aliento, por guiarme y sobre todo por su gran paciencia a lo largo del desarrollo de la tesis.

Mi profundo agradecimiento a todas las autoridades y personal que hacen la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE Extensión Latacunga, debido a que dentro de sus instalaciones han ayudado al desarrollo profesional y humano de cada estudiante. También, por ser un segundo hogar formando nuevas amistades de distintos lugares del país, amistades que siempre fueron un apoyo incondicional en momentos difíciles, gracias de todo corazón a quienes me han brindado un poco de su tiempo y hemos logrado formar grandes recuerdos dentro y fuera de las aulas.

ÍNDICE DE CONTENIDO

CARÁTULA

CERTIFICADO DEL DIRECTOR	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	ii
AUTORIZACIÓN	iii
DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTO	v
ÍNDICE DE CONTENIDO	vi
ÍNDICE DE TABLAS	x
ÍNDICE DE FIGURAS	xii
RESUMEN	xiv
ABSTRACT	xv

CAPÍTULO I

GENERALIDADES

1.1. Introducción.....	1
1.2. Antecedentes.....	2
1.3. Planteamiento del problema.....	3
1.4. Descripción resumida del proyecto.....	4
1.5. Justificación e importancia.....	6
1.6. Objetivos.....	7
1.6.1. Objetivo General.....	7
1.6.2. Objetivos específicos.....	7
1.7. Hipótesis.....	8

CAPÍTULO II

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

2.1.	Exoesqueletos	9
2.2.	Movimientos del brazo	12
2.3.	Dimensiones antropomórficas de la población ecuatoriana.....	14
2.4.	Masa segmental con referencia a la masa total del cuerpo	17
2.5.	Manual de cargas máximas permisibles en el ecuador	18
2.6.	Levantamiento de cargas pesadas	19
2.6.1.	Pirámide de fuerza	20
2.7.	Tipos de máquinas simples	21
2.8.	Modelo denavit – hartenberg	21
2.9.	Robótica blanda	23
2.9.1.	Aplicaciones de la robótica blanda.....	24
2.9.2.	Músculos artificiales	25
2.10.	Músculos neumáticos.....	26
2.10.1.	Fuerzas y cargas	28
2.10.2.	Muelle neumático	29
2.11.	Sensor mioeléctrico	29
2.12.	Control proporcional.....	31

CAPÍTULO III

DISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO, ELÉCTRICO Y SISTEMA DE CONTROL

3.1.	Descripción general de la propuesta	34
3.2.	Selección del tipo de músculo artificial	36
3.2.1.	Diseño del músculo artificial mckibben.....	37
3.2.2.	Selección de vejiga interna elastómera	38
3.2.3.	Selección de malla exterior trenzada	41

3.2.4.	Pinzas finales o abrazaderas	43
3.2.5.	Selección de tubo flexible	43
3.3.	Pruebas para determinar características con músculo armado	45
3.3.1.	Pruebas experimentales del músculo mckibben con peso.....	49
3.4.	Parámetros de diseño de la estructura mecánica.....	52
3.5.	Diseño y selección de componentes de la estructura mecánica	53
3.5.1.	Cinemática del exoesqueleto propuesto	55
3.5.2.	Selección de material de la estructura.....	59
3.5.3.	Mecanismo para rotación de eslabones.....	62
3.5.4.	Análisis de carga	62
3.5.5.	Distribución de músculos artificiales en el exoesqueleto	71
3.6.	Sistema neumático	77
3.6.1.	Selección de válvulas	78
3.6.2.	Configuración de circuito neumático.....	82
3.7.	Sistema electrónico	85
3.7.1.	Microcontrolador	85
3.7.2.	Selección de sensores.....	86
3.7.3.	Alimentación.....	88
3.7.4.	Circuito eléctrico.....	89
3.8.	Programación.....	91

CAPÍTULO IV

IMPLEMENTACIÓN

4.1.	Detalles de construcción	95
4.2.	Construcción de exoesqueleto	97
4.1.1	Construcción de los músculos artificiales	98

4.1.2	Instalación de músculos artificiales	102
4.1.3	Construcción de soporte de espalda y hombro	105
4.3.	Construcción de circuito de disparo.....	107
4.4.	Implementación de control proporcional neumático con exoesqueleto.....	108

CAPÍTULO V

ANÁLISIS Y RESULTADOS

5.1.	Pruebas experimentales.....	111
5.2.	Verificación de la hipótesis.....	115
5.3.	Alcances y limitaciones	119
5.4.	Comparación con exoesqueleto de robótica rígida	120
5.5.	Trabajos futuros	122
5.5.1.	Distribución de los músculos artificiales en el exoesqueleto según su configuración	123
5.6.	Análisis económico del proyecto	125

CAPÍTULO VI

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1.	Conclusiones.....	128
6.2.	Recomendaciones	131

BIBLIOGRAFIA	133
---------------------------	-----

ANEXOS	141
---------------------	-----

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. <i>Clasificación de exoesqueletos en la actualidad</i>	11
Tabla 2. <i>Movimientos humanos por el miembro superior</i>	13
Tabla 3. <i>Dimensiones del cuerpo humano según norma DIN 33402</i>	15
Tabla 4. <i>Percentiles 5, 50, 95 para hombres auto identificados como mestizos</i>	16
Tabla 5. <i>Percentiles 5,50 y 95 para mujeres auto identificadas como mestizas</i>	17
Tabla 6. <i>Masa segmental con referencia a la masa total del cuerpo</i>	18
Tabla 7. <i>Pesos máximos recomendados en manipulación de carga</i>	18
Tabla 8. <i>Clasificación de máquina simple -palanca</i>	21
Tabla 9. <i>Aplicaciones de la robótica blanda</i>	24
Tabla 10. <i>Tipos de músculos artificiales en la actualidad</i>	26
Tabla 11. <i>Fuerzas y cargas máximas para un músculo McKibben</i>	29
Tabla 12. <i>Estiramiento y recorrido máximo para un músculo Mckibben</i>	29
Tabla 13. <i>Partes principales de una válvula proporcional</i>	32
Tabla 14. <i>Tipos de válvulas reguladores de presión proporcionales</i>	32
Tabla 15. <i>Tipos de válvulas distribuidoras proporcionales para control de sentido y velocidad</i> ..	33
Tabla 16. <i>Selección del tipo de músculo artificial</i>	36
Tabla 17. <i>Componentes del músculo McKibben</i>	38
Tabla 18. <i>Propiedades físicas de la vejiga elastómera en látex</i>	39
Tabla 19. <i>Propiedades físicas de vejiga elastómera en silicona</i>	39
Tabla 20. <i>Propiedades de vejiga elastómera en poliuretano</i>	39
Tabla 21. <i>Selección del material de vejiga interna elastómera</i>	40
Tabla 22. <i>Capacidad de expansión de Flexo super duty de nylon según su diámetro</i>	41
Tabla 23. <i>Capacidad de expansión de Flexo PET según su diámetro</i>	42
Tabla 24. <i>Capacidad de expansión de Flexo en fibra de carbono</i>	42
Tabla 25. <i>Selección de malla trenzada</i>	43
Tabla 26. <i>Selección de mangueras neumáticas</i>	44
Tabla 27. <i>Lista de materiales para construcción de músculos artificiales</i>	45
Tabla 28. <i>Resultados de pruebas con músculos artificiales</i>	47
Tabla 29. <i>Resultados experimentales de músculo McKibben 1 con peso</i>	49
Tabla 30. <i>Resultados experimentales de músculo McKibben 3 con peso</i>	50
Tabla 31. <i>Parámetros Denavit-Hatenberg</i>	55
Tabla 32. <i>Posiciones en [x,y] con ángulo $\theta_2 = 0^\circ$</i>	57
Tabla 33. <i>Posiciones en [x,y] con ángulo $\theta_2 = 120^\circ$</i>	58
Tabla 34. <i>Selección de material del espaldar</i>	60
Tabla 35. <i>Selección del material de la estructura del brazo</i>	61
Tabla 36. <i>Valores de las variables</i>	63
Tabla 37. <i>Fuerzas en pieza codo-mano</i>	69
Tabla 38. <i>Características de fuentes de alimentaciones neumáticas</i>	77
Tabla 39. <i>Características de válvula proporcional MPYE-5-3/8-010-B</i>	79

Tabla 40. <i>Características de válvula proporcional VEMP-BS-3-16-D7-F-28T1-P30</i>	80
Tabla 41. <i>Características de válvula de control direccional proporcional VPWP-10-L-5-Q-10-EG-EX1</i>	81
Tabla 42. <i>Selección de válvula</i>	81
Tabla 43. <i>Propiedades Arduino Nano</i>	85
Tabla 44. <i>Propiedades Sensor Muscular Advancer Technologies V3</i>	87
Tabla 45. <i>Propiedades Sensor electromiográfico MyoWare AT-04-001</i>	87
Tabla 46. <i>Etapas del circuito eléctrico de control</i>	90
Tabla 47. <i>Número de partes de la estructura</i>	96
Tabla 48. <i>Numero de partes del espaldar</i>	97
Tabla 49. <i>Ángulos finales del exoesqueleto con operador variando pesos</i>	112
Tabla 50. <i>Ángulos finales del exoesqueleto sin operador variando pesos</i>	113
Tabla 51. <i>Condiciones para la aceptación de las hipótesis alternativas</i>	116
Tabla 52. <i>Cargas con factor de multiplicación</i>	116
Tabla 53. <i>Comparación de multiplicadores de fuerza</i>	120
Tabla 54. <i>Análisis económico de los materiales utilizados</i>	126

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Principio de movimiento HAL	10
Figura 2. Medidas del cuerpo humano	15
Figura 3. Ángulo final aceptable para levantamiento de carga	19
Figura 4. Pirámide de fuerza	20
Figura 5. Músculo artificial activado eléctricamente	25
Figura 6. Trabajo del músculo artificial	28
Figura 7. a) Sensor Muscular V3 b) Sensor Myoware AT-04-001	31
Figura 8. matriz QFD	35
Figura 9. Componentes del músculo McKibben.....	37
Figura 10. Músculo McKibben 1 a) malla trenzada de diámetro 12mm b) manguera OD= 12mm, ID=8mm.....	46
Figura 11. Músculo McKibben 2 a) malla trenzada de diámetro 20mm b) manguera OD= 20mm, ID=14	46
Figura 12. Músculo McKibben 3 a) malla trenzada de diámetro 20mm, b) manguera OD=12mm, ID=8mm	47
Figura 13. Comportamiento de los músculos artificiales recorrido vs presión	48
Figura 14. Comportamiento del músculo McKibben 1 con peso.....	50
Figura 15. Comportamiento de músculo McKibben 3 con peso.....	51
Figura 16. Estructura del exoesqueleto con medidas	54
Figura 17. Parámetros D-H en prototipo.....	55
Figura 18. Espacio de trabajo del brazo con $\theta_2 = 0^\circ$	57
Figura 19. Espacio de trabajo del brazo con $\theta_2 = 120^\circ$	58
Figura 20. Espacio de trabajo del exoesqueleto	59
Figura 21. Eslabón en paralelo codo – muñeca.....	65
Figura 22. Fuerzas actuantes en el eslabón codo-muñeca.....	65
Figura 23. Fuerzas actuantes en eslabón hombro-codo y codo-muñeca	67
Figura 24. Análisis de tensiones Von Mises en pieza codo-mano	69
Figura 25. Análisis de desplazamientos en pieza codo-mano	70
Figura 26. Análisis de deformaciones unitarias en pieza codo-mano	70
Figura 27. Músculo neumático paralelo al bíceps.....	74
Figura 28. Contracción máxima simulada.....	74
Figura 29. Músculo neumático del hombro	76
Figura 30. Contracción máxima simulada en hombro	77
Figura 31. a) Válvula; b) Configuración MPYE-5-3/8-010-B	79
Figura 32. a) Válvula b) Configuración VEMP-BS-3-16-D7-F-28T1-P30	80
Figura 33. a) Válvula b) Configuración VPWP-10-L-5-Q-10-E-G-EX1.....	80
Figura 34. Esquema del sistema neumático	82
Figura 35. Diseño de circuito electro-neumático general apagado	83
Figura 36. Activación de músculo neumático 1	84
Figura 37. Activación de músculo neumático 2	84

Figura 38. Conexión sensor electromiográfico	88
Figura 39. Circuito eléctrico de control	89
Figura 40. Diseño de PCB del circuito de control.....	90
Figura 41. Diagrama de flujo general	92
Figura 42. Mapeo de valores del sensor.....	93
Figura 43. Operaciones de rectificación.....	93
Figura 44. Operaciones para salida de voltaje.....	94
Figura 45. Explosionado de partes de la estructura.....	95
Figura 46. Explosionado de partes del espaldar.....	96
Figura 47. Exoesqueleto de brazo y antebrazo.....	98
Figura 48. Soporte de correas.....	98
Figura 49. Manguera de LATEX	99
Figura 50. Ingreso de manguera LATEX en la malla trenzada.....	99
Figura 51. Ingreso de tubo de aire en la manguera de Látex	100
Figura 52. Ajuste de abrazadera inoxidable	100
Figura 53. Ajuste del extremo sin salida de aire	101
Figura 54. Músculo artificial.....	101
Figura 55. a) Ubicación de músculos McKibben en bíceps, b) Ubicación de músculo McKibben para hombro	102
Figura 56. Par de músculos McKibben en aro de 1” sobre el antebrazo.....	103
Figura 57. Ajuste superior de los músculos	103
Figura 58. Músculos artificiales del bíceps derecho-instalados	104
Figura 59. Músculo del hombro ajustado a correas	104
Figura 60. Corrección de duraluminio en torno	105
Figura 61. Soporte para el espaldar.....	106
Figura 62. Faja de seguridad	106
Figura 63. Sujeción de elementos neumáticos en el espaldar	107
Figura 64. Circuito finalizado	107
Figura 65. Conectores de alimentación.....	108
Figura 66. Conexión en válvula proporcional.....	109
Figura 67. Conexión a músculos neumáticos.....	109
Figura 68. Conexión a la unidad de mantenimiento.....	110
Figura 69. Actividad del musculo neumático a carga constante	124
Figura 70. Configuración antagonista de un músculo artificial neumático.....	125

RESUMEN

El presente trabajo de titulación realiza el estudio e implementación de un prototipo de exoesqueleto multiplicador de fuerza para miembro superior derecho, aplicando los conceptos de robótica blanda mediante la creación de músculos artificiales neumáticos. El proyecto está enfocado a facilitar el levantamiento y traslado repetido de cargas pesadas, para lo cual el movimiento del brazo cuenta con dos grados de libertad, comandados por sensores electro-miográficos, los mismos que captan la señal analógica enviada por los músculos del operario; esta señal es tratada por un circuito de disparo PWM amplificando el voltaje en un rango de 0 a 10 voltios, permitiendo la activación de las válvulas proporcionales que entregan la presión necesaria en un rango de 0 a 6 bares con la que se llenan los músculos neumáticos, ejerciendo la fuerza necesaria para el levantamiento de la carga. El exoesqueleto está diseñado con un factor de multiplicación de fuerza en el rango de 1.2 y 2. El prototipo fue sometido a pruebas usando diferentes cargas, dentro del rango establecido por la normativa ecuatoriana, lo cual permitió validar el rango de trabajo del mismo y concluir que la tecnología de robótica blanda permite al operario tener mejor movilidad y flexibilidad al realizar los movimientos de levantamiento. También, se realizó el análisis del uso de robótica blanda en multiplicadores de fuerza y su factibilidad a comparación de la robótica rígida, en base a una comparación con trabajos existentes.

PALABRAS CLAVE:

- **ROBÓTICA**
- **MÚSCULOS NEUMÁTICOS**
- **SENSORES MUSCULARES**
- **EXOESQUELETO**

ABSTRACT

The present undergraduate project developed a study and implementation of a prototype of force multiplier exoskeleton for the right upper limb, applying the concepts of soft robotics by means of creation of pneumatic artificial muscles. The project is focused on facilitating the lifting and repeated transfer of heavy loads, for which the arm has two degrees of freedom, commanded by electro-myographic sensors, which capture the analog signal sent by the operator's muscles; this signal is treated by a PWM circuit amplifying the voltage in a range of 0 to 10 volts, allowing the activation of proportional valves that deliver the necessary pressure in a range of 0 to 6 bar with which the pneumatic muscles are filled, exerting the necessary force for lifting the load. The exoskeleton is designed with a force multiplication factor in the range of 1.2 and 2. The prototype was subjected to tests using different loads, within the range established by Ecuadorian regulations, which allowed to validate its working range and conclude that soft robotics technology allows the operator to have better mobility and flexibility when carrying out the lifting movements. Also, an analysis of the use of soft robotics in force multipliers and its feasibility compared to rigid robotics was made, based on a comparison with existing works.

KEYWORDS:

- **ROBOTIC**
- **PNEUMATIC MUSCLES**
- **ELECTRO-MYOGRAPHIC SENSORS**
- **EXOSKELETON**

CAPÍTULO I

GENERALIDADES

1.1. Introducción

En este capítulo se describen de manera general las razones para la realización de este proyecto de grado, así como su alcance y los objetivos que se han planteado en la elaboración del mismo. Adicionalmente se indican los beneficios que este podría tener para la sociedad y para el desarrollo de nuevos proyectos.

El presente proyecto consiste en un prototipo de exoesqueleto multiplicador de fuerza utilizando robótica blanda, el cual es controlado a partir de los músculos del brazo de la persona que lo utiliza. El propósito de este dispositivo es incrementar la fuerza natural del usuario con el objetivo de levantar un objeto pesado, presentando varios modos de uso debido a sus dos grados de libertad y la posibilidad de ejecutar los diferentes movimientos del hombro de manera natural por lo que no limita la movilidad del usuario.

Los movimientos que se requieren para realizar una acción son controlados mediante señales mio-eléctricas que son enviadas por los músculos (bíceps y deltoides) del usuario, las cuales definen la fuerza y el alcance del movimiento sin la intervención de ningún control manual, permitiendo la libre manipulación de objetos.

En la fabricación de los mecanismos de movimiento se utilizaron músculos artificiales neumáticos, permitiendo la obtención de un exoesqueleto ligero y silencioso, remplazando a los actuadores convencionales utilizados para este tipo de aplicación.

1.2. Antecedentes

Desde la aparición de los elementos mecánicos se han elaborado diferentes modelos de brazos antropomórficos, los cuales han buscado acercarse lo más posible a los movimientos de un brazo biológico. Los modelos más conocidos de estos brazos mecánicos son creados a partir del año 2012, como es el caso del exoesqueleto HAL de Cyberdyne; estos han ido evolucionando a través del tiempo y se les ha dado diferentes aplicaciones, tanto industriales como domésticas, facilitando el trabajo e incrementando la disponibilidad de mano de obra para el traslado de grandes pesos. (Cyberdyne, 2017)

La tecnología de robótica blanda o *soft robotics* es un nuevo campo creado en el 2014 por investigadores del Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT), inspirados por sistemas biológicos de peces, calamares o incluso trompas de elefante, que abren nuevas posibilidades en la creación de brazos robóticos o exoesqueletos usando esta tecnología. (Barbuzano, 2014)

Los multiplicadores de fuerza son creados a base de la tecnología mecánica que básicamente se conforman de engranes, poleas, cadenas y un complejo circuito para el control de cada uno de estos componentes. Estos mecanismos son utilizados generalmente en secciones de prótesis de diferentes partes del cuerpo, las cuales complementan la anatomía del ser humano, así como en elementos de rehabilitación para personas que perdieron parcial o totalmente el movimiento de alguna de sus extremidades, o en dispositivos que incrementan las potencialidades en diferentes partes del cuerpo humano.

En el año 2013, científicos de Harvard desarrollan un prototipo de exoesqueleto multiplicador de fuerza, el cual está formado por un arnés con un tubo que se envuelve

alrededor de las piernas del usuario llamado "Exosuit", permitiendo aumentar la resistencia de las piernas y disminuir el cansancio después de una larga caminata. (Europa Press, 2013)

En la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE Extensión Latacunga se crea un exoesqueleto robótico de extremidad superior para levantamiento de carga, optando por mecanismos de robótica clásica o rígida para su construcción, el exoesqueleto cuenta con dos grados de libertad ejerciendo dichos movimientos por medio de una palanca de mando, levantando cargas de hasta 120 Newtons. (Lamingo & Loor, 2018)

La empresa FESTO incursiona de lleno en el área de los exoesqueletos, generando nuevos avances tecnológicos en componentes específicos para facilitar la utilización de nuevas fuentes de movimiento en brazos robóticos, dichos componentes bien pueden ser usados en otras áreas como medicina o educación. (FESTO, 2019)

1.3. Planteamiento del problema

La utilización de la robótica clásica implica en la mayoría de las aplicaciones un gran gasto de componentes y desperdicio de los mismos, ya que sus repuestos deben ser diseñados específicamente para el uso que se les va a dar, provocando un paro parcial o total de la actividad que se esté realizando al momento que estos sufran algún daño o deterioro. En el caso de la robótica clásica a nivel industrial, se debe tomar en cuenta que estos elementos no cuentan con repuestos nacionales ni personal con conocimientos en el área, por lo que se requiere de expertos extranjeros, limitando de esta manera el desarrollo tanto tecnológico como educativo.

En el caso de un exoesqueleto multiplicador de fuerza, por lo general se entiende como un conjunto de elementos mecánicos clásicos específicamente detallados, unidos entre sí para lograr un movimiento coordinado de su estructura por medio de un complejo control electrónico, logrando desplazar la extremidad que se requiera, siendo estos movimientos más rústicos y por lo tanto poco naturales, torpes y lentos. El uso de robótica clásica en estos dispositivos conlleva un manejo meticuloso de cada componente, ya que las condiciones ambientales externas influyen en el correcto funcionamiento del exoesqueleto, por lo que se debe dar un mantenimiento constante.

El uso de elementos y materiales para la creación de robótica blanda permite una notable disminución de peso en su estructura y componentes, por consecuencia reduce la carga a llevar por el usuario, lo cual le ayuda a ejecutar una misma acción por más tiempo.

En el país no se han aprovechado nuevas tecnologías como la robótica blanda, quedando en un inmenso atraso tecnológico, por lo que este trabajo tiene como meta aportar nuevos conocimientos referentes a su aplicación en sistemas multiplicadores de fuerza.

1.4. Descripción resumida del proyecto

El siguiente proyecto tuvo como finalidad la construcción de un prototipo de exoesqueleto para miembro superior con el uso de una nueva tecnología denominada robótica blanda, que permita un aumento de fuerza a los usuarios para el traslado de cargas pesadas, estudiando las limitaciones que ofrece dicha tecnología.

El proyecto inició con una fase de investigación bibliográfica en la cual se recolectó información referente a los tipos de mecanismos utilizados para la creación de exoesqueletos multiplicadores de fuerza, colocando mayor énfasis en la extremidad superior, encontrando el tamaño ideal de la estructura que cubre al brazo del usuario y las características del mecanismo para facilitar el movimiento,

Adicionalmente, se buscó la asesoría de un profesional fisioterapeuta para establecer parámetros anatómicos a usar en el exoesqueleto para un correcto funcionamiento, como: la capacidad de carga más idónea que una persona pueda controlar sin perjudicar su integridad, basándose también en pesos normalizados establecidos de entre 25 a 40 kg, así como también el número de grados de libertad mínimo necesarios.

A continuación, se estudiaron las características de la robótica blanda para su implementación en el exoesqueleto del brazo como: tipos de músculos artificiales, tamaño que estos deben tener y la tecnología a utilizar en los músculos para generar el movimiento.

A partir de la investigación se obtuvieron diferentes requerimientos para el prototipo y creación del exoesqueleto de un brazo con robótica blanda. Se analizaron estos requerimientos generando varios conceptos relacionados a los materiales o dispositivos a usar, que fueron ponderados uno a uno observando sus ventajas y desventajas con el fin de seleccionar el mejor.

Se realizó el diseño de la estructura ideal para el exoesqueleto, la forma y configuración de los músculos artificiales, el sistema de control y los acoples necesarios para adaptar los músculos mediante válvulas proporcionales.

Finalmente, se realizó la instalación del prototipo de brazo multiplicador de fuerza en un ambiente con una fuente de aire comprimido, en el cual se llevó a cabo la fase de pruebas, se realizó el estudio de las ventajas y desventajas que se tienen al utilizar robótica blanda en aplicaciones multiplicadores de fuerza comparando con trabajos similares.

1.5. Justificación e importancia

Gracias al impacto provocado por la robótica en todos los ámbitos no es cuestionable su facilidad de implementación y el gran aporte que brinda en tareas específicas. A este tipo de tecnología se la conoce como robótica clásica o rígida ya que está conformada por elementos mecánicos tanto para su estructura como para sus movimientos; en el país no se ha masificado este tipo de tecnología debido principalmente a la falta de conocimientos que se requieren para la manipulación de estos complejos mecanismos y los diferentes tipos de control, así como su mantenimiento.

La creación de exoesqueletos multiplicadores de fuerza con robótica clásica es sumamente costoso y complejo de realizar, limitando por completo su desarrollo y simplemente obteniendo conocimientos generados por otros países que se mantienen en desarrollo, dejando al país en un atraso de varias décadas.

Con el actual proyecto se pretende la construcción de un exoesqueleto de miembro superior con robótica blanda que cumpla con la función de multiplicar la fuerza del usuario, siendo comparativamente menos costoso que al usar robótica rígida y más accesible para cualquier tipo de institución, creado con componentes como músculos artificiales y un manejo por medio de programación amigable con el usuario. También, evita los riesgos que

conlleva un equipo con robótica rígida ya que al funcionar con músculos artificiales es más ligero y fácil de transportar.

Este proyecto es de gran importancia pues arroja como conclusiones los resultados de un estudio de las capacidades que puede tener este tipo de exoesqueletos con el uso de robótica blanda, así como también sus limitantes. Dicho estudio pues ser utilizado en distintos campos en que se encuentre la robótica clásica, como por ejemplo en un reemplazo total de brazos robóticos utilizados en la industria.

1.6. Objetivos

1.6.1. Objetivo General

Estudiar e implementar un exoesqueleto para miembro superior multiplicador de fuerza utilizando músculos artificiales para determinar las limitaciones de la tecnología de robótica blanda en este tipo de aplicaciones.

1.6.2. Objetivos específicos

- Investigar y estudiar los tipos de mecanismos usados en exoesqueletos multiplicadores de fuerza y las formas del uso de robótica blanda.
- Diseñar la estructura del exoesqueleto del brazo de acuerdo a parámetros anatómicos.
- Seleccionar los materiales, componentes y programas adecuados para la creación del exoesqueleto con robótica blanda.
- Construir el prototipo del exoesqueleto de brazo multiplicador de fuerza.
- Realizar las pruebas necesarias para el prototipo.

- Analizar las limitaciones que presenta la tecnología de robótica blanda aplicada en exoesqueletos multiplicadores de fuerza.

1.7. Hipótesis

¿Es factible la utilización de la tecnología de robótica blanda en la implementación de exoesqueletos para miembro superior con un factor de multiplicación de fuerza en un rango de 1,2 a 2? .

CAPÍTULO II

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

Para el estado del arte se toman como referencia las últimas investigaciones que se han realizado referentes al tema en cuestión y a la base teórica sobre la cual se sustentará el desarrollo del proyecto. En este caso el tema a tratar es el desarrollo de exoesqueletos multiplicadores de fuerza, así como las aplicaciones que se han desarrollado en el área de la biomecánica a partir de la robótica blanda, específicamente con músculos artificiales neumáticos.

2.1. Exoesqueletos

En la actualidad existe una gran variedad de empresas que se enfocan en la construcción de exoesqueletos dedicados a la rehabilitación, pero solo una de las empresas más importantes está enfocada en el desarrollo de exoesqueletos multiplicadores de fuerza, CYBERDYNE, ubicado en Japón (cyberdyne, 2018a). Esta empresa se dedica al desarrollo y distribución de exoesqueletos diseñados originalmente para enfermeras que levantan pacientes pesados; actualmente se les da diferentes aplicaciones, como es el caso del traje HAL (Figura 1), que además de incrementar la fuerza del usuario cuenta con una armadura resistente a la radiación. Dichos exoesqueletos también mejoran el estilo de vida de personas con deficiencias de miembros superiores (cyberdyne, 2018b). El exoesqueleto está controlado por ondas bio-eléctricas captadas por los detectores situados en la superficie de la piel; HAL, a través de estas señales, reconoce el tipo de movimiento que se pretende realizar.

Aparte de este tipo de exoesqueletos que son controladas por sensores externos, en los últimos años se ha tratado de implementar sensores que se los conecta directamente a los nervios. Estos exoesqueletos tienen una respuesta mucho más rápida, pero la desventaja es que se necesita de un procedimiento quirúrgico para su instalación (Iredale, 2017).



Figura 1. Principio de movimiento HAL
Fuente: (cyberdyne, 2018b)

Otras empresas que se encargan del desarrollo e investigación de exoesqueletos son: Rex Bionics, Hocoma, Honda y DSME (Marinov, 2015); estas dos últimas tienen un enfoque industrial que son estructuras con un miembro de soporte rígido el cual asiste al usuario en actividades pesadas.



Por otro lado, la empresa Corpora Systems se encarga de desarrollar sistemas electrónicos de sensores para aplicaciones médicas, entre los cuales se destacan los sensores mio-eléctricos (Marinov, 2015). La existencia de las diferentes deficiencias físicas que pueden presentarse en los seres humanos permite crear diferentes tipos de exoesqueletos que son categorizados por el uso al que van a ser enfocados, generando una

gran variedad y avances tecnológicos en diferentes áreas, ya sea médicas, en el caso de rehabilitación, o militares para lograr una fuerza sobrehumana.




A continuación, se presenta la Tabla 1 con la clasificación de los exoesqueletos según *Wearable Robotics Association*. (Wearable Robotics Association, 2018)

Tabla 1.

Clasificación de exoesqueletos en la actualidad

Clasificación	Características	Modelos Disponibles	Imagen
Lesión de médula espinal	Exoesqueletos robóticos portátiles que proporcionan movimiento motorizado de cadera y rodilla para permitir que las personas con lesión de la médula espinal (SCI) se pongan de pie, caminen, giren, suban y bajen escaleras.	Wandercraft (<i>Francia</i>) (wandercraft, 2018)	
		Indego (<i>EE.UU</i>) (indegoo, 2018)	
		ReWalk (<i>Israel</i>) (ReWalk, 2018)	
		Technaid (<i>España</i>) (technaid, 2018)	
		ExoAtlet (<i>Rusia</i>) (Sputnik, s.f.)	
		Ekso Bionics (<i>EE.UU</i>) (Eksobionics, 2018)	
		Rex Bionics (<i>Nueva Zelanda</i>) (BIONICS R. , 2018)	
		US Bionics (<i>EE.UU</i>) (BIONICS U. , s.f.)	
		IHMC (<i>EE.UU</i>) (Robotics, 2018)	
		Rehabilitación	
Axosuits (<i>Rumania</i>) (AXOSUITS, 2018)			
Kinetek (<i>Italia</i>) (Kinetek, 2018)			
Interactive Motion Technologies (<i>EE.UU</i>) (Destarac, 2018)			
Asistencia/Anci años	Exoesqueletos para asistencia de trabajadores con edad avanzada, facilitando la labor física de cargar y trasladar objetos pesados	Power assist Suit (<i>Japón</i>) (panasonic, 2018)	
		Trends (<i>Japón</i>) (Trends, 2018)	
		Innophys (<i>Japón</i>) (Esoskeletonreport, 2018)	


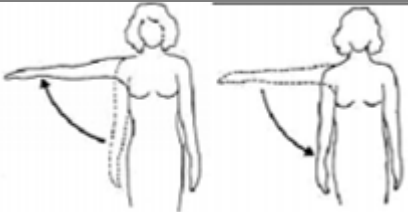
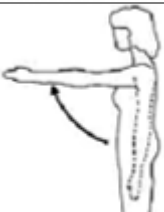


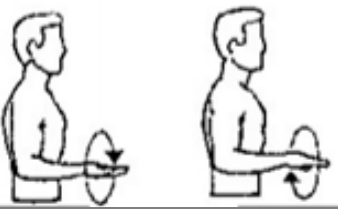

CONTINÚA →


		Hyundai (<i>Japón</i>) (exoeskeletonreport, 2018)	
		Axo-suit (<i>Dinamarca</i>) (AXO-SUIT, 2018)	
Defensa	Se espera que el sistema exoesquelético reduzca las lesiones musculoesqueléticas que ocurren en los soldados debido al levantamiento de cargas. Han sido creados específicamente para uso de defensa, la gran mayoría son motorizados.	Sarcos, XOS-2 (<i>EE. UU</i>) (Technoogy, 2018)	
		Human Universal Load Carrier (<i>EE. UU</i>) (Martin L. , s.f.)	
		20 Knots Plus (<i>EE. UU</i>) (20Knots.plus, s.f.)	
		AirLegs Exoskeleton (<i>EE. UU</i>) (Kooij, s.f.)	
		Mawashi (<i>Canada</i>) (Dellis, 2017)	
		Harvard/Wyss (<i>EE. UU</i>) (Harvard, 1018)	
		Otherlabs (<i>EE. UU</i>) (ROBOTICS, s.f.)	
Fabricación/ Construcción	Trabajan en el desarrollo de super humanos con exoesqueletos que permitan manipular el cargador de los carros sin ser un aficionado.	Daewoo (<i>Korea</i>) (Wilkins, 2016)	
		RB3D (<i>Francia</i>) (Abonnez, 2018)	
		Cyberdyne (<i>Japón</i>) (Cyberdyne, 2016)	
		Fortis (<i>EE. UU</i>) (Martin, 2016)	
		Activelink (<i>Japón</i>) (Marinov, 2015)	
		Gybergrasp (<i>EE. UU</i>) (CyberGloveSystems, 2018)	
		Noonee (<i>Suiza</i>) (noonee, 2018)	
		Laevo (<i>Letonia</i>) (Laevo exoskelet, 2016)	
Recreación	Aparatos atléticos para una recuperación más rápida y un mejor rendimiento.	Clutch Spring Knee (<i>EE. UU</i>) (ResearchGate, 2014)	
		Kinetic Innovations (<i>Inglaterra</i>) (kinetic innovations , 2017)	

2.2. Movimientos del brazo

Los movimientos ejecutados por las articulaciones del miembro superior se nombran en la Tabla 2, las cuales tienen permitido el movimiento hasta ciertos ángulos.

Tabla 2.*Movimientos humanos por el miembro superior*

HOMBRO	Rotación Interna/Externa	$\theta_1 \sim 180^\circ$	
	Aducción: Descenso del brazo Abducción: Elevación del brazo	$\theta_1 \sim 90^\circ$	
	Flexión anterior: Elevación del hombro en el plano sagital	$\theta_2 \sim 90^\circ$	
	Extensión posterior: Movimiento del hombro en el plano sagital	$\theta_2 \sim 45^\circ$	
CODO	Flexión y Extensión: Ángulo entre los huesos del antebrazo y el brazo	$\theta_3 \sim 140^\circ$	
RADIO/CÚBITO	Pronación y Supinación: El efecto es un giro de la mano, aunque el movimiento es cercano al codo	$\theta_4 \sim 170^\circ$	
MUÑECA	Eje ante posterior: inclinación radial o cubital	$\theta_5 \sim 45^\circ$	

CONTINÚA 

Eje transversal: $\theta_6 \sim 105^\circ$
flexión y extensión



Fuente: (Nordin, 2001)

2.3. Dimensiones antropomórficas de la población ecuatoriana

Las medidas antropomórficas vienen detalladas de acuerdo con el percentil de la población en donde se encuentre realizando el estudio. Los percentiles se las define como medidas que permiten valorar y comparar el crecimiento de una persona con relación a un rango estándar, este valor viene dado en rango de 0 a 100 que está muy relacionado con el porcentaje, por ello es ampliamente utilizado en estadística.

Según la norma DIN 33402:1981 se muestra el valor de las distancias de cada miembro del cuerpo humano en la Figura 2 y Tabla 3.

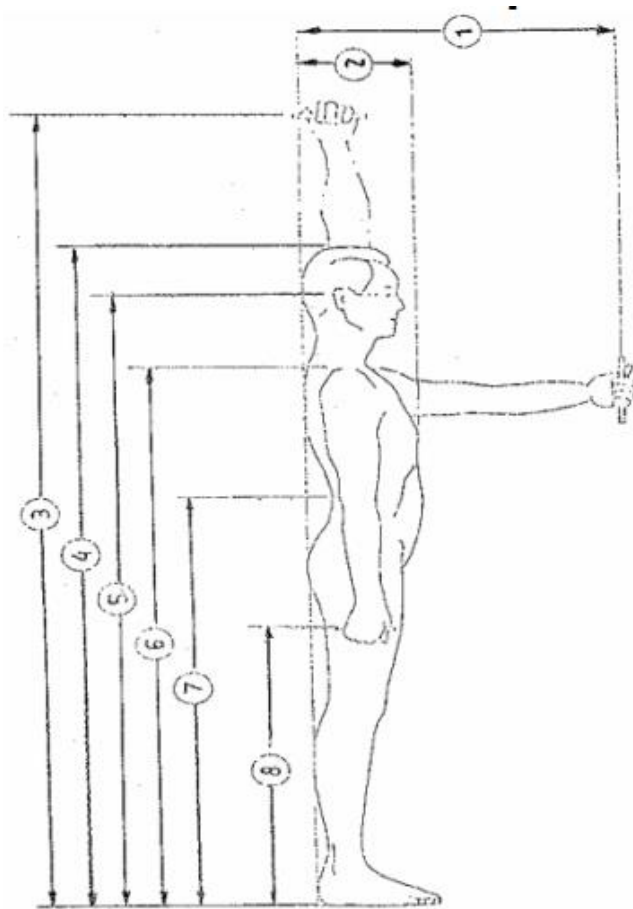


Figura 2. Medidas del cuerpo humano

Fuente: (Norma DIN 33402, 2005)

Tabla 3.

Dimensiones del cuerpo humano según norma DIN 33402

Dimensiones en [MM]	PERCENTILES					
	Hombres			Mujeres		
	5%	50%	95%	5%	50%	95%
1 Alcance hacia adelante	662	722	787	616	690	762
2 Profundidad de caja	233	276	318	238	295	357
3 Alcance de los hombros hacia arriba	1910	2051	2210	1748	1870	2000
4 Altura del cuerpo	1629	1733	1841	1510	1619	1725
5 Altura hasta el oído	1509	1613	1721	1402	1502	1596
6 Altura hasta los hombros	1349	1445	1542	1234	1339	1436
7 Altura hasta la cintura (parado)	1021	1096	1179	957	1030	1100
8 Altura hasta las manos (eje de la mano cerrada)	728	767	828	64	738	803
9 Ancho de la cadera (parado)	310	344	358	314	358	405
10 Ancho de los hombros	367	398	428	323	355	388

Fuente: (Norma DIN 33402, 2005)

De acuerdo al estudio realizado por la Universidad San Francisco de Quito, en las Tabla 4 y 21 se muestran los percentiles 5°, 50° y 95°, de la población ecuatoriana según las etnias. Las medidas antropomórficas a tomar en cuenta son de hombres mestizos.

Tabla 4.

Percentiles 5, 50, 95 para hombres auto identificados como mestizos

No	Medidas Antropomórficas de Hombres mestizos en [cm]	PERCENTILES		
		5°	50°	95°
1	Altura Normal	162.25	172.39	182.52
2	Altura posición sentado normal	84.72	89.91	94.90
3	Altura Posición sentado relajado	83.12	88.09	93.07
4	Altura de la rodilla	47.43	52.39	57.35
5	Altura a la poplítea	36.45	41.45	46.45
6	Altura del codo en posición sentado	18.36	23.22	28.09
7	Grosos del muslo	9.95	13.20	16.44
8	Longitud Glúteo- Rodilla	51.19	57.11	63.02
9	Longitud Glúteo- Poplítea	40.01	46.36	52.71
10	Longitud codo a codo posición sentado	38.02	44.70	51.38
11	Ancho de caderas posición sentado	31.50	35.62	39.75
12	Longitud Hombro- Codo	33.53	36.32	39.12
13	Longitud Codo- Mano	42.15	46.08	50.00

Fuente: (Barrera D. V., 2013)

Tabla 5.
Percentiles 5,50 y 95 para mujeres auto identificadas como mestizas

No	Medidas Antropomórficas de Hombres mestizos en [cm]	PERCENTILES		
		5°	50°	95°
1	Altura Normal	149.34	159.21	169.08
2	Altura posición sentado normal	80.35	84.76	89.16
3	Altura Posición sentado relajado	78.76	83.29	87.82
4	Altura de la rodilla	43.42	48.50	53.58
5	Altura a la poplítea	35.60	38.56	43.53
6	Altura del codo en posición sentado	18.93	23.51	28.09
7	Grosos del muslo	9.57	12.42	15.28
8	Longitud Glúteo- Rodilla	48.86	54.06	59.25
9	Longitud Glúteo- Poplítea	39.17	43.68	48.18
10	Longitud codo a codo posición sentado	33.37	40.00	46.63
11	Ancho de caderas posición sentado	31.30	35.63	39.95
12	Longitud Hombro- Codo	30.13	34.65	39.17
13	Longitud Codo- Mano	36.57	41.60	46.63

Fuente: (Barrera D. V., 2013)

2.4. Masa segmental con referencia a la masa total del cuerpo

Cada segmento del cuerpo humano tiene un valor en porcentaje con referencia al centro de gravedad de todo el cuerpo, con esto se puede determinar la masa de ciertas secciones del cuerpo, en relación a la masa total de la persona, como se muestra en la Tabla 6 (Clauser, McConville, & Young, 1969).

Tabla 6.*Masa segmental con referencia a la masa total del cuerpo*

Segmento	Masa	Centro de gravedad
Cabeza y cuello	7.3%	46.4%
Tronco	50,7%	38,03%
Brazo	2.6%	51.3%
Antebrazo y mano	2.3%	---
Antebrazo	1.6%	38.96%
Brazo completo	5%	---
Mano	0.7%	82%
Muslo	10.3%	37.19%
Pie	1.5%	44.9%

Fuente: (Clauser, McConville, & Young, 1969)

2.5. Manual de cargas máximas permisibles en el ecuador

Decreto Ejecutivo 2393 Reglamento de Seguridad y Salud de los trabajadores y Mejoramiento del Medio Ambiente de Trabajo, en el Artículo 128. Manipulación de Materiales, especifica el peso máximo de la carga que puede soportar un trabajador mostrado en la Tabla 7. (Ministerio del trabajo, 2016)

Un trabajador con preparación o capacitación previa evita y reduce la exposición a los accidentes laborales según Mital y Manivasgan (1983) determinan que el trabajador industrial masculino con experiencia puede en promedio trabajar con un peso de 6 kg más que el que no tiene experiencia. Depende también de la resistencia del trabajador para desempeñar una tarea manual determinada.

Tabla 7.*Pesos máximos recomendados en manipulación de carga*

	Peso a levantar con ambas manos [Lbs]	Peso a levantar con ambas manos [Kg]
Hombres mayores de 18 años	50 – 175	22.6796 – 79.3787
Mujeres mayores de 21 años y ancianos	25 – 50	11.3398 – 22.6796

Fuente: (Trabajo, 2016)

2.6. Levantamiento de cargas pesadas

El levantamiento de cargas pesadas puede provocar afecciones al cuerpo del operador especialmente lesiones de la espalda y brazos, para evitar estos trastornos es importante poder estimar el peso que puede llegar a tener una carga, además de si es posible ayudarse de dispositivos o equipos que hagan el trabajo más ligero, en la Figura 3 se muestra los pesos a levantar según la posición final del brazo y también se puede observar el ángulo final mínimo para el levantamiento de cargas, siendo este de $49,89^\circ$.

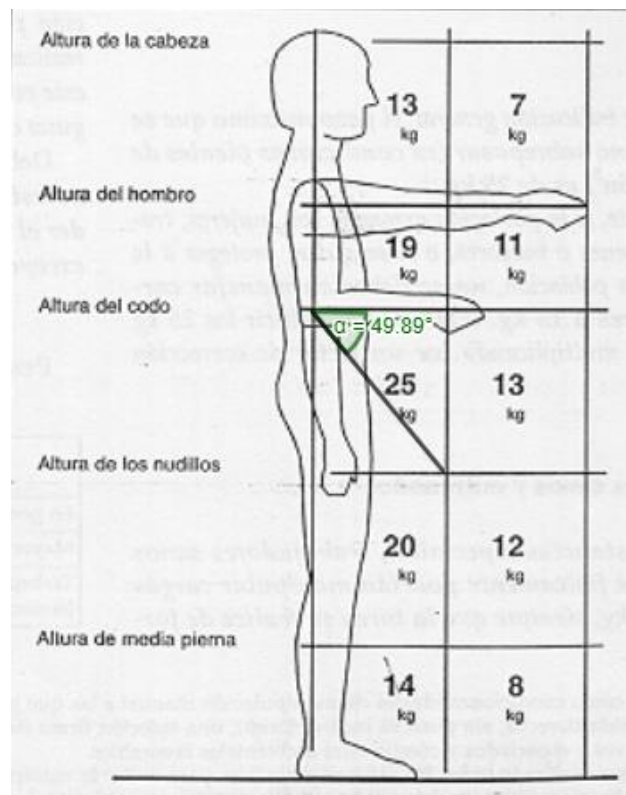


Figura 3. Ángulo final aceptable para levantamiento de carga
Fuente: (Valencia EDU, s.f.)

Una correcta posición de la espalda ayuda a que las tensiones de los discos intervertebrales se distribuyan correctamente a las piernas siendo este músculo el más

fuerte y con el que se hace fuerza al levantar la carga. (Medicina Ocupacional Ecuador, 2010). En el presente proyecto se toma en cuenta esta recomendación, se coloca una faja de seguridad lumbar generando una correcta postura vertebral sin mucho esfuerzo.

2.6.1. Pirámide de fuerza

La pirámide de fuerza es un método para ajustar el peso a ser levantado, la cual está diseñada para evitar lesiones, moderando la cantidad de peso. Dependiendo del número de repeticiones se calcula el peso recomendado a ser levantado, mientras más repeticiones se realicen menor es el peso que debe soportar el cuerpo humano, en la Figura 4 se muestran los valores de la pirámide de fuerza (Joel Prieto, 2019).

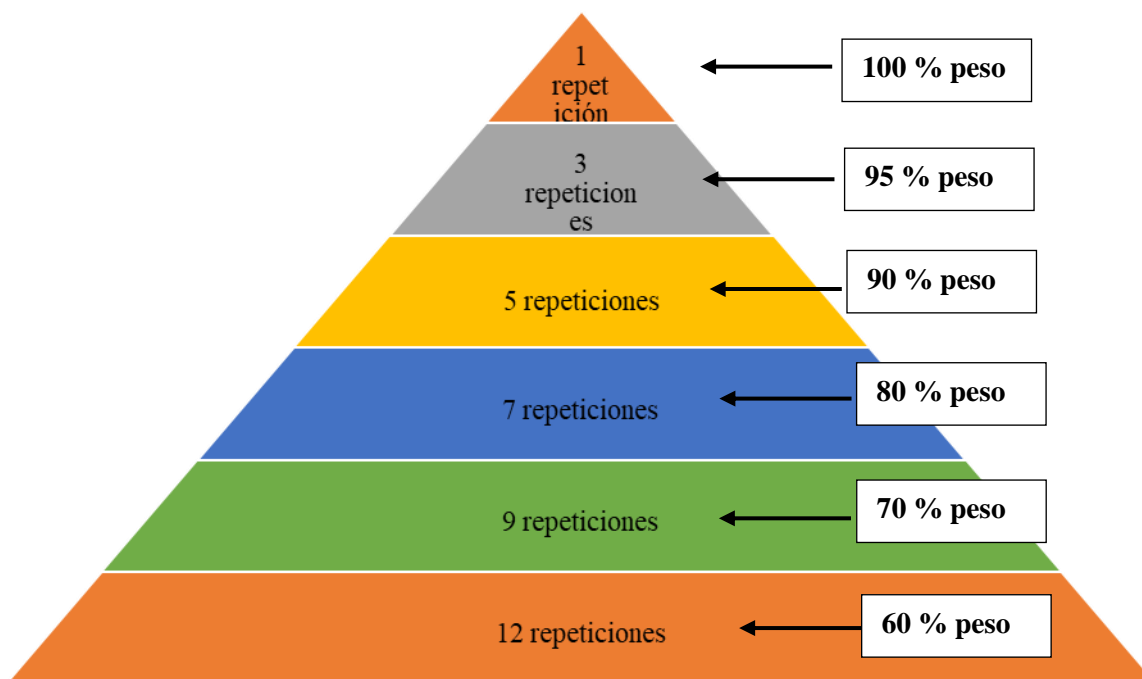



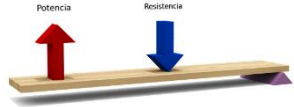
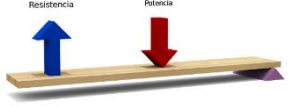
Figura 4. Pirámide de fuerza
Fuente: (Joel Prieto, 2019)

2.7. Tipos de máquinas simples

Este tipo de máquinas son muy útiles para una gran cantidad de aplicaciones, su objetivo es transmitir e incrementar la fuerza al mover o cargar un objeto, dando el efecto de facilitar el esfuerzo aplicado para la acción.

Una de estas máquinas simples es la denominada palanca cuya finalidad es la de transmitir fuerza y como efecto generar movimiento, sus elementos son: barra rígida y punto de apoyo. La barra rígida puede girar libremente sobre el punto de apoyo (Xunta, 2018). Existen tres tipos de palancas clasificados de acuerdo con la posición de la fuerza actuante **F** y de la resistencia **R**, sobre la barra, como se muestra en la Tabla 8.

Tabla 8.
Clasificación de máquina simple -palanca

Grado de palanca	Característica	Imagen
Primer grado	El punto de apoyo está entre la fuerza aplicada y la fuerza resistente.	
Segundo grado	La fuerza resistente se aplica entre el punto de apoyo y la fuerza aplicada	
Tercer grado	La fuerza aplicada está entre el punto de apoyo y la fuerza resistente.	

Fuente: (Xunta, 2018)

2.8. Modelo denavit – hartenberg

Para el exoesqueleto multiplicador de fuerza es indispensable encontrar el espacio de trabajo en el cual le sea posible moverse de manera libre, además de encontrar su posición final con diferentes valores de ángulos en las articulaciones (en el apartado 2.3 se observan los ángulos limitantes).

El modelo de Denavit Hartenberg es un procedimiento sistemático en el cual se puede representar la geometría espacial de elementos con articulaciones con respecto a un sistema de referencia global. El método consta de cuatro transformaciones básicas, pasando de eslabón en eslabón con cada transformación.

Las transformaciones básicas que relacionan el sistema $\{S_i\}$ de referencia del elemento i con el sistema $\{S_{i-1}\}$ del elemento $i-1$ (Barrientos, Peñin, & Balaguer, 2007) son:

- Rotación θ_i alrededor del eje Z_{i-1}
- Traslación d_i a lo largo del eje Z_{i-1}
- Traslación a_i a lo largo del eje X_i
- Rotación α_i alrededor del eje X_i

Matriz de transformación:

$$T_i = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\cos \alpha_i * \sin \theta_i & \sin \alpha_i * \sin \theta_i & a_i * \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \alpha_i * \cos \theta_i & -\sin \alpha_i * \cos \theta_i & a_i * \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{Ec. 1})$$

Pasos para la resolución (Barrientos, Peñin, & Balaguer, 2007):

- Numerar los eslabones, se enumera como eslabón “0” a la base final del manipulador.
- Numerar cada articulación comenzando por 1 y acabando en n.
- Localizar el eje de cada articulación.
- Situar el origen del sistema de la base.
- Situar el sistema $\{S_n\}$ en el extremo del manipulador.

- Obtener θ_i como el ángulo que hay que girar en torno a Z_{i-1}
- Obtener d_i como la distancia, medida a lo largo de Z_{i-1}
- Obtener a_i como la distancia a lo largo de x_i .
- Obtener α_i como el ángulo que habría que girar en torno a x_i
- Obtener las matrices de transformación T para cada eslabón, usando la Ec.1
- Obtener la matriz de transformación T, mediante la Ec. 2

$$T = T_1 * T_2 \quad (\text{Ec. 2})$$

2.9. Robótica blanda

A la robótica blanda se la define como un nuevo paradigma en donde las máquinas se acercan cada vez más a la vida cotidiana, siendo suave, con excelente rendimiento y seguros, su naturaleza blanda permite también; adaptarse mejor a cualquier entorno de trabajo de manera autónoma y reconfigurable. (EFE, 2018)

En lo que se refiere a la robótica blanda, se han desarrollado varias aplicaciones tanto en la industria como en el ámbito de la rehabilitación gracias a las propiedades que brinda, dando una amplia gama de opciones en distintas áreas en las que bien podría reemplazar a equipos de tecnología de robótica rígida como: servomotores y complejos mecanismos de transmisión de movimiento. Lastimosamente, no se ha aprovechado dicha tecnología debido a la falta de investigación y gran cantidad de recursos enfocados en el mejoramiento de las ya existentes. Principalmente se ha utilizado la robótica blanda en funciones sencillas como: la elaboración de dispositivos de seguridad que se activan cuando existe un choque,




cuando esto ocurre el material se expande gracias a sus características e intenta amortiguar el accidente.

2.9.1. Aplicaciones de la robótica blanda

A pesar de que la mayor parte de los robots blandos están en sus primeras etapas de desarrollo, se posiciona como una tecnología interesante que a pocos años puede ser comercial. En la actualidad existen cinco grandes aplicaciones en que la robótica blanda está enfocada y por ende con gran potencial de que sean comerciales, estas aplicaciones se muestran en la Tabla 9.

Tabla 9.

Aplicaciones de la robótica blanda

TIPO	DESCRIPCIÓN	GRÁFICA
Músculos robóticos	Inspirados en el origami, puede levantar hasta 1000 veces su propio peso.	
Robots escaladores	Tienen diseños flexibles similares a una oruga que permite subir y bajar estructuras.	
Robots comestibles	Entrega medicamentos de manera segura a diferentes partes del cuerpo por medio de robots biodegradables.	
Wearable robots (robots vestibles)	Imita el movimiento natural del cuerpo humano, ayudando al paciente a recuperar sus habilidades motoras.	

CONTINÚA →

Robots protésicos

La mayoría de prótesis con robótica blanda es enfocada en la creación de agarraderas al final de un brazo para sujetar objetos con mayor suavidad y precisión.



Fuente: (Robotics Online Marketing team, 2018)

2.9.2. Músculos artificiales

Hoy en día, los robots utilizan mayoritariamente piezas rígidas para moverse, las cuales suelen ser útiles en trabajos arduos y repetitivos, pero no para tareas que requieran flexibilidad. Como alternativa, los científicos han empezado a desarrollar materiales blandos para robótica, como se muestra en la Figura 5, aunque hasta ahora no habían logrado ninguno que respondiera con movimientos suficientemente rápidos y potentes para rivalizar con sus contrapartidas rígidas.



Figura 5. Músculo artificial activado eléctricamente

Fuente: (Velasco, 2018)

Se conoce como músculo artificial a un conjunto de materiales agrupados de forma que al ser activados funcionen de manera similar al músculo humano, ejerciendo una fuerza mayor y con movimientos más sutiles en comparación con materiales rígidos; estos

elementos pueden ser activados de diferentes maneras; eléctricamente, neumáticamente o de forma hidráulica (Priložen, 2015).

Un claro ejemplo es el denominado HASEL que puede reproducir la movilidad de animales acuáticos como los pulpos, la velocidad de los colibríes y generar una fuerza considerable como la de los elefantes, este actuador es el que más se parece a los músculos biológicos, ya que se contrae en respuesta a la corriente eléctrica (HAL, 2016).


2.10. Músculos neumáticos


Los músculos neumáticos son actuadores de tracción que funcionan como un músculo humano. En comparación con un cilindro neumático, es capaz de generar una fuerza de tracción inicial más grande, su fuerza disminuye en el transcurso del movimiento de contracción, por lo tanto, tiene un gran poder de aceleración y, al mismo tiempo, es capaz de acercarse a la posición nominal suavemente.

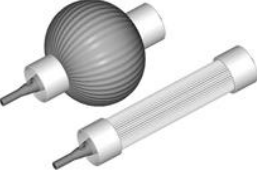

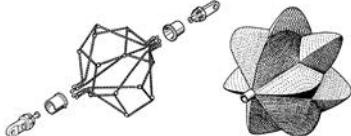

Un músculo neumático no tiene partes mecánicas móviles, con lo que tampoco se produce fricción externa. En la tabla 10, se muestran los tipos de músculos artificiales con activación neumática.

Tabla 10.

Tipos de músculos artificiales en la actualidad

MÚSCULO	CARACTERÍSTICA	IMAGEN
McKibben	Se incrustan las fibras en un diafragma de goma, la contracción y tensión cuando se infla dependerá de la geometría de la parte elástica interior y de la trenza en reposo. Tiene forma cilíndrica.	

CONTINÚA 

Plisado	Es del tipo de reordenación de la membrana en donde no existe deformación del material al momento de ser inflado. La membrana tiene una serie de pliegues en la dirección axial, las membranas en dirección paralela se mantienen insignificamente pequeñas, como resultado tiene ausencia de fricción e histéresis.	
Yarlott	Conformada por una cámara elastomérica de forma esferoidal, la cual comprende una serie de filamentos de extremo a extremo, estos filamentos resisten la expansión elástica manteniéndose más o menos constante en su posición, encerrando a la vejiga inflada. Debido al material de la hebra este tipo de músculo funciona a presiones bajas de hasta 1,7 kPa.	
Romac	Compuesto de una vejiga de articulación <i>polylobe</i> aprovechado por una red de alambre y cerrado en ambos extremos. La vejiga es una funda con una alta rigidez a la tracción; en cuanto a la malla que rodea la vejiga es una malla no estirable que están unidas en los nodos de manera que forman cuatro lados de aberturas en forma de diamante.	
Kukolj	Es una variación del músculo McKibben, con la diferencia en sus mallas, el músculo Kukolj está formado con una red de malla abierta, debido a esta característica la tendencia de la red se contrae más rápido que la vejiga dando como resultado un pandeo en los extremos.	

Fuente: (Frank Daerden D. L., 2015)

Las ventajas que distinguen al músculo neumático según, Priložen (2015) son:

- Gran fuerza
- Gran dinamismo
- Ausencia de movimientos a tirones (*stick-slip*)
- Regulación sencilla de las posiciones intermedias mediante ajuste de la presión
- Estructura robusta
- Buena relación entre el peso y el rendimiento
- Liviano
- Hermético

En el caso más sencillo, el músculo trabaja como un cilindro de simple efecto que actúa contra una carga constante. Si dicha carga está de modo permanente al músculo, éste se expande si no se aplica presión en él (Imani, 2002). Mediante ajuste de la presión de

funcionamiento es posible regular cualquier posición intermedia como se muestra en la Figura 6.

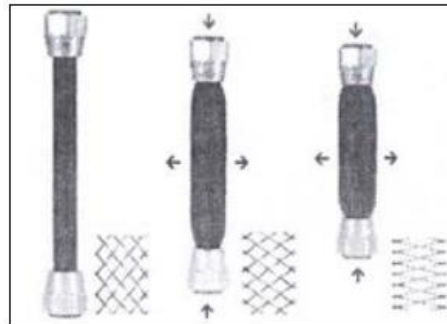


Figura 6. Trabajo del músculo artificial
Fuente: (Imani, 2002)

Básicamente el músculo McKibben está conformado de las siguientes partes principales:

- Vejiga elastómera
- Malla trenzada
- Abrazaderas

2.10.1. Fuerzas y cargas

En teoría la longitud se la identifica como nominal cuando el músculo neumático se encuentra sin presión y sin carga; la longitud nominal es la distancia de la vejiga intacta a partir de las sujeciones en los extremos. Al momento de ingresar aire el músculo se expande de forma radial y no longitudinal, limitado por la malla trenzada, en consecuencia, el músculo se contrae reduciendo la longitud final, en la Tabla 11 se muestran las fuerzas y cargas máximas de un músculo artificial de configuración McKibben (Imani, 2002).

Tabla 11.*Fuerzas y cargas máximas para un músculo McKibben*

Diámetro	Fuerza del diagrama	Fuerza límite a 6 bar	Carga máxima	Fuerza correspondiente a una expresión de 3%	Carga máxima sin expansión inicial
mm	N	N	Kg	N	Kg
10	600	400	30	300	40
20	1800	1200	60	600	120
40	6000	4000	120	1200	400

Fuente: (Imani, 2002)

2.10.2. Muelle neumático

El músculo neumático hace la función de muelle neumático, ya que al proporcionar una fuerza en uno de los extremos del músculo se comporta como muelle, esta característica depende de la cantidad constante de presión con la que se alimenta; variando su rigidez a la requerida. Este efecto solamente se cumple si la presión es constante, por lo que es posible adaptar de modo óptimo el efecto de amortiguación a cada aplicación concreta. El recorrido máximo que puede alcanzar el músculo McKibben con presión constante se muestra en la Tabla 12, (Imani, 2002).

Tabla 12.*Estiramiento y recorrido máximo para un músculo Mckibben*

Diámetro	Estiramiento máximo en % del longitudinal nominal	Recorrido máximo en % de la longitud nominal
mm		
10	3	20
20	3	20
40	3	25

Fuente: (Imani, 2002)

2.11. Sensor mioeléctrico

En el diseño del exoesqueleto los sensores permitirán desarrollar un dispositivo automatizado que será controlado a partir de las variaciones de las señales obtenidas de los

músculos del usuario. Entre las variables que se desea controlar en el exoesqueleto multiplicador de fuerza se destaca la fuerza y posición.

La fuerza que se emplea para poder levantar un objeto, debe ser mayor a la ejercida normalmente por el usuario. La posición también es muy importante, debido a que permite saber la ubicación de los objetos con respecto a los músculos biológicos del usuario.

El sensor mioeléctrico recibe señales electromiográficas (EMG) por medio de electrodos unidos a la piel, las cuales son producidas por el músculo al llegar a un estado de contracción y relajación. Mientras más fuerza ejecute un músculo mayor será el voltaje leído por el sensor, el voltaje varía por diferentes factores como: cantidad de masa muscular, estado de la piel y por el número de usos de los electrodos. Las señales pueden ser analizadas para detectar anomalías y el nivel de activación o para analizar la biomecánica del movimiento de un humano o un animal. Su señal también puede ser utilizada para controlar diferentes equipos, como las prótesis (Rubio, 2018).

En la actualidad existen dos tipos de sensores mioeléctricos dedicados a la tarjeta de control Arduino, el sensor muscular Advancer Technologies V3 es uno de los primeros en crearse y una versión más actualizada del mismo sensor es el denominado Myoware AT-04-001 como se muestra en la Figura 7, sus características se aprecian en las Tabla 46 y Tabla 47.

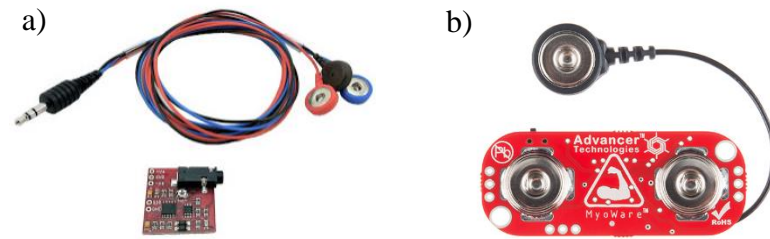


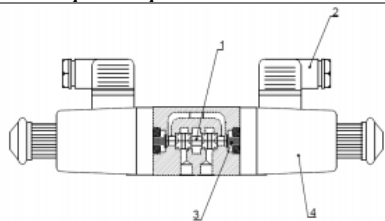
Figura 7. a) Sensor Muscular V3 b) Sensor Myoware AT-04-001
Fuente: (Advancer Technologies, 2014)

2.12. Control proporcional

El control proporcional con elementos neumáticos es una técnica que parte del uso de válvulas proporcionales en la que su magnitud física saliente de caudal o de presión sea proporcional, a una señal eléctrica analógica con entrada de voltaje o amperaje.

El avance tecnológico de las válvulas proporcionales es cada vez más amplio de acuerdo a las necesidades, contando con activaciones desde mecánicas para industrias, hasta piezoeléctricas para equipos médicos. Sus aplicaciones son recientes, debido a la falta de renovación tecnológica en los sectores industriales, por este motivo la adquisición de estos componentes es altamente costosa y su escasa disponibilidad.

La válvula proporcional cuenta con un solenoide que es activada por una señal eléctrica, donde la apertura o el cierre parte de impulsos provenientes de un electroimán; dicha señal genera movimiento a un muelle que devuelve el posicionamiento neutral cuando el solenoide no está alimentado (Moreno, 2015). Sus partes se presentan en la Tabla 13.

Tabla 13.*Partes principales de una válvula proporcional*

No.	Nombre
1	Un cuerpo y corredera
2	Conector eléctrico y solenoide
3	Muelle de retorno de a corredera
4	Conjunto

Fuente: (Moreno, 2015)



Existen dos grandes grupos de válvulas con tecnología proporcional:

- Reguladores de presión proporcionales. - Regulan la presión durante el control, la dosificación, la presión, la inyección y el posicionamiento. Requieren de un sistema modular que envía la señal analógica al solenoide (FESTO, 2019). Este tipo de válvulas se muestra en la Tabla 14.

Tabla 14.*Tipos de válvulas reguladores de presión proporcionales*

TIPO	CARACTERÍSTICA	GRÁFICO
VPPX	Para tramos de regulación complejos y alta precisión. Seguridad PID programable	
VPPM	Talento múltiple. Máxima versatilidad de rendimiento básico a equipo de alta tecnología	
VPPE	Para tareas de regulación sencillas. Estructura robusta y alta resistencia CEM. Indicador con y sin pantalla LCD	

CONTINÚA →



MPPEs	Para tareas de presión y vacío. Válvula reguladora de émbolo servopilotada. Purgado en caso de fallo de energía.	
VPPL	Para tareas de alta presión, presiones de 10 a 40 bar. Con amplificador de caudal PREL. Tres ajustes de regulación predefinidos para puesta en funcionamiento rápida	

Fuente: (FESTO, 2019)

- Válvulas distribuidoras proporcionales para control de sentido y velocidad. – Este tipo de válvulas con las más usadas debido a su economía y facilidad de uso, no requieren de un sistema modular, adquieren la señal analógica por su acople eléctrico (FESTO, 2019). Este tipo de válvulas se muestran en Tabla 15.

Tabla 15.

Tipos de válvulas distribuidoras proporcionales para control de sentido y velocidad

TIPO	CARACTERÍSTICA	GRÁFICO
VPWP	Para regular la posición y la fuerza. Totalmente digitalizada, con sensores de presión. Diagnosticable.	
MPYE	Para tareas que requieren larga vida útil. Para regulaciones de alto dinamismo. Alta precisión de repetición.	

Fuente: (FESTO, 2019)

CAPÍTULO III

DISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO, ELÉCTRICO Y SISTEMA DE CONTROL

3.1. Descripción general de la propuesta

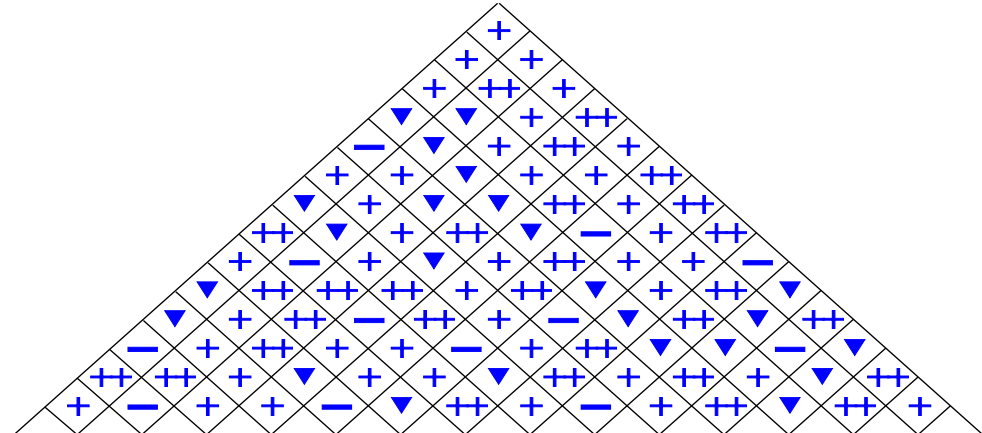
La creación de un multiplicador de fuerza de miembro superior con la tecnología de robótica blanda permitirá su uso en rehabilitación o levantamiento de grandes cargas, siendo estos algunos de los tantos usos que se le puede dar a este proyecto.

El exoesqueleto del brazo se diseña a partir de modelos existentes, los cuales al ser netamente mecánicos fueron tomados como base para la adición de músculos artificiales; los músculos creados serán colocados de acuerdo al movimiento del brazo que se requiera realizar, en una posición estratégica permitiendo una estructura más ergonómica y agradable a la vista.

La estructura de brazo mecánico que se utiliza como base para este sistema tiene 2 grados de libertad (DOF), correspondiente a la natural moción del brazo humano desde el hombro hasta el codo, excluyendo la mano. La estructura, es capaz de realizar movimientos como: flexión-extensión, abducción-aducción en el hombro y flexión-extensión en el codo.

Como primer paso, se requiere un análisis de las necesidades del usuario tomando en cuenta los requisitos técnicos para un correcto desarrollo del prototipo, calificando estos dos conceptos de manera equitativa, con el método de la matriz QFD mostrada en la Figura 8.

Legenda		
⊗	Relación fuerte	9
⊙	Relación moderada	3
⊠	Relación débil	1
⊕⊕	Correlación positiva fuerte	
⊕	Correlación positiva	
⊖	Correlación negativa	
⊖⊖	Correlación negativa fuerte	
▼	Objetivo para minimizar	
▲	Objetivo para maximizar	
X	Objetivo para alcanzar meta	



Fila #:	Valor Máximo de la Relación en la Fila	Peso Relativo	Peso / Importancia	Características de Calidad (a.k.a. "Cómos")	Column #														
					1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Dirección de Mejoramiento : Minimizar (▼), Maximizar (▲), u Objetivo(Target) (x)					X	X	▲	X	▲	▲	X	▲	X	▲	X	X	X	▲	X
Calidad Demanda (a.k.a. "Qué")					MAQUINADO DE LA ESTRUCTURA	DIMENSIONES	VIDA ÚTIL	LUBRICACIÓN DE LOS MUSCULOS ARTIFICIALES	MECANISMO TRANSMISOR DE FUERZA	SISTEMA DE ALIMENTACIÓN	FACTOR DE SEGURIDAD	MATERIALES	SENSORES	IMPACTO AMBIENTAL	SISTEMA PNEUMÁTICO	NIVEL DE RUIDO	CONTROL DE POSICIÓN	SEGURIDAD DE MANIPULACIÓN	TORQUE
1	9	12,1	1,2	PERMITE EL AUMENTO DE FUERZA		⊙	⊙	⊙	⊙	⊙	⊙	⊙		⊙		▲	▲	⊙	
2	9	5,0	0,5	DURABILIDAD	⊙		⊙	▲	▲		⊙	⊙	▲	⊙		▲			
3	9	7,0	0,7	FACIL REPARACIÓN	▲	⊙		⊙	▲			⊙	▲	⊙		⊙	⊙		
4	9	7,5	0,8	PESO	▲	⊙				⊙		▲	⊙	▲	⊙	▲	▲	▲	
5	9	8,0	0,8	SEGURIDAD AL USUARIO	▲	▲		⊙	⊙		⊙	⊙	⊙	▲	⊙	▲	⊙	⊙	
6	9	5,0	0,5	PRECISO EN LOS MOVIMIENTOS		▲		⊙	⊙	▲	▲	⊙	⊙	⊙	⊙	⊙	⊙	⊙	
7	9	6,0	0,6	FIABILIDAD DEL SISTEMA PNEUMÁTICO		▲	▲	⊙	▲	⊙	▲	⊙	⊙	⊙	⊙	▲	▲	⊙	
8	9	6,0	0,6	FIABILIDAD DEL SISTEMA ELECTRICO				⊙	▲	▲	▲	▲	▲	▲	▲	⊙	▲	▲	
9	9	3,0	0,3	FACILIDAD DE LIMPIEZA	⊙	⊙	▲	⊙	⊙	▲		▲	⊙	▲			▲		
10	9	10,1	1,0	FACIL MANEJO	⊙	⊙		⊙	⊙			⊙	▲	⊙		⊙		▲	
11	9	5,0	0,5	RUIDO MODERADO				▲	▲	⊙		⊙		⊙	⊙				
12	9	10,1	1,0	MANEJO DE MULTIPLES PESOS	⊙	⊙	⊙	⊙	⊙	⊙	⊙	▲		⊙		⊙	⊙	⊙	
13	9	3,0	0,3	TRANSPORTABLE	▲	⊙	▲		⊙				▲	⊙		⊙	⊙		
14	9	7,0	0,7	ADAPTABILIDAD AL USUARIO	▲	⊙		⊙	⊙	▲		⊙		▲	⊙	⊙	⊙		
15	9	5,0	0,5	BAJO COSTO	⊙	⊙	⊙		⊙	⊙	⊙	⊙	⊙	⊙	⊙			▲	
Meta (Target) o Valor Limite						medidas ergonómicas	4 años	ideales	cuatro barras	presión hasta 6 bares	2.0	selección	microeléctricos		válvulas proporcionales		control PID		
Dificultad (0=Fácil de lograr, 10=Extremadamente Difícil)					6	8	9	10	8	7	8	9	10	5	9	5	10	8	9
Valor Máximo de la relación en la Columna.					9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9
Peso / Importancia					176,4	487,9	189,9	515,1	374,4	327,1	329,1	521,1	334,2	192,5	630,7	200,5	422,6	303,0	363,3
Peso Relativo					3,3	9,1	3,5	9,6	7,0	6,1	6,1	9,7	6,2	3,6	11,7	3,7	7,9	5,6	6,8

Figura 8. matriz QFD

A partir de los resultados arrojados por la matriz QFD, se observan las características de calidad más importantes a tomar en cuenta por el presente proyecto.


1. Sistema neumático: selección de válvula neumática y fuente de alimentación
2. Materiales: selección de materiales para creación de músculo artificial
3. Ubicación de los músculos artificiales: distribución correcta de músculos artificiales en la estructura mecánica.
4. Dimensiones: medidas antropomórficas de acuerdo a normativas.

3.2. Selección del tipo de músculo artificial

Existen diferentes modelos de músculos neumáticos, los cuales tienen diferentes características ya sea por el material del que están hechos o por su forma. Por lo tanto, es necesario seleccionar el músculo artificial neumático que más se asemeje a las características que son necesarias para implementarlas en el brazo multiplicador de fuerza; en la Tabla 16 se observan diferentes opciones de músculos artificiales.

Tabla 16.
Selección del tipo de músculo artificial

Criterios de selección	de	Conceptos					
		Músculo McKibben	Músculo FESTO	Músculo ROMAC	Músculo Kukolj	Músculo Plisado	Músculo YARLOTT
Costo		+	-	0	+	-	0
Versatilidad		0	+	0	0	+	+
Facilidad de manufactura	de	+	0	0	+	-	-
Facilidad de mantenimiento	de	+	-	0	0	0	0
Eficiencia		+	+	0	0	+	+
Rendimiento		0	+	+	0	+	+
Suma +		4	3	1	2	3	3
Suma 0		2	1	5	4	1	2
Suma -		0	2	0	0	2	1
Evaluación neta		3	1	1	2	1	2
Lugar 1		X					

CONTINÚA 

¿Continuar?	Si	No	No	No	No	No
-------------	----	----	----	----	----	----

De acuerdo con los resultados mostrados de manera cualitativa en la Tabla 16, el músculo artificial de acción neumática tipo McKibben, se presenta como la mejor opción debido a la facilidad de construcción, precio y eficiencia para la acción que se necesita realizar. Su construcción al ser manual y con materiales al alcance facilita su mantenimiento. También, tiene propiedades similares a músculos creados por grandes empresas, claro está que su versatilidad es menor debido a que sus materiales no están estandarizados y las propiedades varían dependiendo de las utilizadas en cada aplicación.

3.2.1. Diseño del músculo artificial mckibben

El brazo es accionado neumáticamente utilizando como actuador al músculo artificial McKibben hecho a medida, que se controla por medio de válvulas proporcionales.

En cuanto al montaje del músculo neumático, este se realiza tratando de abaratar costos, pero intentando mantener las mismas propiedades que un músculo artificial de la marca FESTO. Las partes principales se pueden observar en la Figura 9 y la Tabla 17.

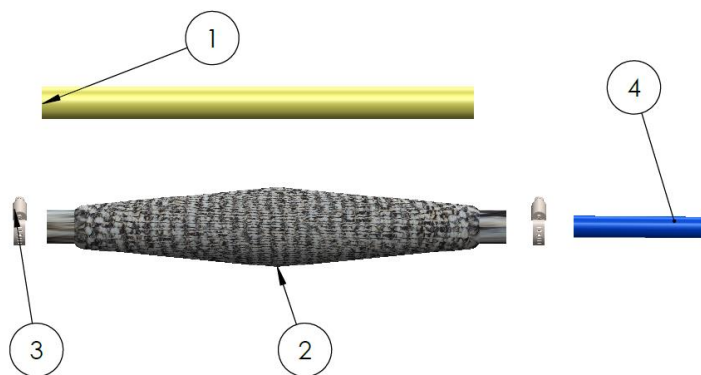


Figura 9. Componentes del músculo McKibben

Tabla 17.*Componentes del músculo McKibben*

Elemento	Nombre
1	Vejiga elastómera
2	Malla trenzada
3	Abrazaderas
4	Manguera de aire estandarizada

A continuación, se presenta la selección de componentes para cada elemento.

3.2.2. Selección de vejiga interna elastómera

Es el elemento inflable que permite la contracción y expansión del músculo artificial, para alcanzar la correcta funcionalidad del proyecto en la selección de la vejiga elastómera se toman en cuenta 3 aspectos importantes como: elasticidad, rango de presión y capacidad de volver a su forma inicial. En la Tabla 18, Tabla 19 y Tabla 20 se muestran las propiedades de cada una de las alternativas; adicionalmente, debido a la característica inflable que se requiere en este material es necesario conocer la presión de rotura permitida, para esto se utiliza la fórmula de Barlow (Barlow, 2017), a partir de la cual se obtiene la presión de rotura al usar la resistencia a la tracción y los diámetros externos (OD) e internos (ID) del material tubular como se observa en la ecuación 3.

$$Presión\ de\ rotura = \frac{Rt \cdot [x^2 - y^2]}{y^2 \left(1 + \frac{x^2}{y^2}\right)} \quad (Ec. 3)$$

Donde:

$$x = OD/2 \text{ [in]}$$

$$y = ID/2 \text{ [in]}$$

$$Rt = \text{resistencia a la tracción [psi]}$$

Tabla 18.*Propiedades físicas de la vejiga elastómera en látex*

	Valor	Unidades
Resistencia a la tracción	3500	psi
Ultimo alargamiento	750	%
Máxima temperatura	100	°C
Dureza	223	HB

Fuente: (Ace Hose and Rubber compay, 2015)

Si, $OD = \frac{3}{8}$ [in] y $ID = \frac{19}{64}$ [in] entonces:

$$\text{Presión de rotura} = 200.77 \text{ [psi]} = 13.84 \text{ [bar]}$$

Tabla 19.*Propiedades físicas de vejiga elastómera en silicona*

	Valor	Unidades
Resistencia a la tracción	1100	Psi
Ultimo alargamiento	350	%
Máxima temperatura	260	°C
Dureza	262	HB

Fuente: (Industrial Specialities Mfg., 2008)

Si, $OD = \frac{3}{8}$ [in] y $ID = \frac{19}{64}$ [in] entonces:

$$\text{Presión de rotura} = 63.1 \text{ [psi]} = 4.35 \text{ [bar]}$$

Tabla 20.*Propiedades de vejiga elastómera en poliuretano*

	valor	unidades
Resistencia a la tracción	5500	psi
Ultimo alargamiento	550	%
Máxima temperatura	185	°C
Dureza	639	HB




Fuente: (Flex Modulus, 2019)

Si, $OD = \frac{3}{8}$ [in] y $ID = \frac{19}{64}$ [in] entonces:

$$\text{Presión de rotura} = 315.5 \text{ [psi]} = 21.75 \text{ [bar]}$$

En la Tabla 21 se selecciona el material tomando en cuenta las propiedades de cada una de las alternativas mostradas anteriormente.

Tabla 21.
Selección del material de vejiga interna elastómera

Vejiga elastómera							
		Látex		Silicona		Poliuretano	
							
Criterios de selección	Peso	Calif.	Evaluación Ponderada	Calif.	Evaluación Ponderada	Calif.	Evaluación Ponderada
Durabilidad	20%	4	0,8	5	1	3	0,6
Costo	20%	4	0,8	2	0,4	4	0,8
Flexible	20%	5	1	3	0,6	4	0,8
Buen rango de presión	20%	5	1	4	0,8	3	0,6
Baja Dureza	10%	4	0,4	3	0,3	1	0,1
Accesible	10%	4	0,4	3	0,4	3	0,3
Total, de puntos			4,4		3,5		3,2
	Lugar		1		2		3
			Seleccionado				

Se selecciona el material de látex para formar la vejiga interna elastómera del músculo artificial, ya que cumple con las características ideales para el proyecto como: buena elasticidad con un alargamiento del 750%, buen rango de presión de trabajo y buena resistencia a la tracción, evitando deformarse permanentemente hasta llegar a su presión de rotura, cabe destacar también, su bajo costo y fácil accesibilidad permitiendo un rápido reemplazo o mantenimiento.

La presión que debe soportar la vejiga elastómera de látex es máxima de 8 bares por lo que el diseño del músculo artificial se limita a este valor de presión, colocando como presión máxima de trabajo 5 bares a manera de seguridad y evitar un desgaste excesivo del material a ser utilizado.

3.2.3. Selección de malla exterior trenzada

Elemento que encierra a la vejiga provocando que la expansión y contracción sean controladas; permite linealidad del músculo artificial al ingresar aire comprimido. En la Tabla 22, Tabla 23 y Tabla 24 se muestran las alternativas más cercanas a los requerimientos para el proyecto, basados en las especificaciones de la empresa creadora de este tipo de mallas trenzadas llamada TECHFLEX.

Existe una gran variedad de mallas dedicadas a protección térmica, química y física, también, usadas como aislamiento de cableados, mangueras, etc., por tal motivo se aplica una amplia gama de materiales y recubrimientos en su creación, lo que permite seleccionar un material lo más apropiado para cumplir con los requisitos específicos de este proyecto como: resistencia al rango de presión neumática, facilidad de alargamiento radial y longitudinal, fuerza, ángulo del trenzado, evitar el calor por fricción contra la vejiga elastómera de látex, resistencia al entorno de trabajo y amigable con el cuerpo humano. Como aspecto importante, la dimensión de la malla a seleccionar debe generar una expansión aceptable, permitiendo alcanzar el rango de movilidad en codo y hombro del miembro superior derecho.


Flexo super duty de nylon

- Resistente y flexible.
- Versátil en cualquier aplicación.
- Protección contra abrasión.

Tabla 22.

Capacidad de expansión de Flexo super duty de nylon según su diámetro

Diámetro [mm]	Expansión max [mm]	Expansión min [mm]	kg/100m
6.35	12.7	6.35	1.56
12.7	25.4	12.7	2.75

CONTINÚA 

19.05	31.75	19.05	3.42
--------------	-------	-------	------

Fuente: (TECHFLEX, 2019a)

Flexo en tereftalato de polietileno (PET)

- Usado en oficinas, arnés de cables, cables de alta tecnología
- Amplia gama de tamaños.
- Resistente a la degradación química, radiación UV y abrasión

Tabla 23.

Capacidad de expansión de Flexo PET según su diámetro

Diámetro [mm]	Expansión max [mm]	Expansión min [mm]	kg/100m
15.88	25.4	9.53	1.41
38.1	53.98	25.4	2.92
44.45	69.85	31.75	3.65

Fuente: (TECHFLEX , 2019b)

Flexo en fibra de carbono

- Mucho más ligeras.
- Estabilidad radial y resistencia a la torsión.
- Fuerte y biaxial para estructuras tubulares.

Tabla 24.

Capacidad de expansión de Flexo en fibra de carbono

Diámetro [mm]	Expansión max [mm]	Expansión min [mm]	kg/100m
6.35	7.94	3.18	0.57
19.05	22.23	7.94	1.8
38.1	44.45	15.88	3.36

Fuente: (TECHFLEX, 2019c)

En la Tabla 25 se muestra una comparación cualitativa entre las alternativas tomadas anteriormente.

Tabla 25.
Selección de malla trenzada

Criterios de selección	de	Peso	Flexo super duty de nylon		Flexo en PET		Flexo en fibra de carbono	
			Calif.	Ev. Ponderada	Calif.	Ev. Ponderada	Calif.	Ev. Ponderada
Durabilidad		20%	5	1	5	1	5	1
Buena expansión		20%	5	1	4	0,8	3	0,6
Gran capacidad de carga		20%	5	1	3	0,6	4	0,8
Resistente		20%	5	1	5	1	5	1
Bajo Costo		10%	3	0,3	2	0,3	1	0,1
Flexible		10%	5	0,5	5	0,5	5	0,5
Total, de puntos				4,8		4,2		4
		Lugar		1		2		3
				Seleccionado				

Como se muestra en la Tabla 25, el material más apropiado para la construcción de un músculo McKibben es una malla trenzada de marca TechFlex, de nylon, debido a su buena expansión con un diámetro menor y gran capacidad de carga.

3.2.4. Pinzas finales o abrazaderas

Componentes que sostienen todo el conjunto evitando el escape del aire en sus extremos. Como opción factible para el presente proyecto se seleccionan las abrazaderas inoxidable, las cuales son fiables y fáciles de usar.

3.2.5. Selección de tubo flexible

Las mangueras que conducen el aire son de gran importancia ya que permiten la conexión entre las válvulas y los actuadores (músculos artificiales neumáticos); en la Tabla 26, se muestran

diferentes opciones de tubos flexibles evaluando de manera cuantitativa cada criterio de selección, siendo 5 la mayor calificación y 1 la menor.





Tabla 26.
Selección de mangueras neumáticas

Manguera Neumática								
Criterios de selección	Peso	Poliamida PAN-VO			Alcoxialcano perfluórico PFAN		Polyethylene PUN-CM	
		Calif.	Ev. Ponderada	Calif.	Ev. Ponderada	Cali f.	Ev. Ponderada	
Homologado para la industria	30%	3	0,9	5	1,5	3	0,9	
Ante incendios según UL94	20%	5	1	4	1	2	0,4	
Antiestático	20%	2	0,4	2	0,4	5	1	
Resistencia a la Hidrólisis	10%	4	0,4	5	0,5	4	0,4	
Resistencia a las Substancias químicas	10%	3	0,3	5	0,5	3	0,3	
Radiación UV	10%	4	0,4	4	0,4	4	0,4	
Total, de puntos			3,4		3,8		3,4	
	Lugar		2		1		3	
Seleccionado								

De acuerdo a los resultados se selecciona la manguera neumática Alcoxialcano perfluórico de medida 8; esta será utilizado para las conexiones neumáticas entre las válvulas proporcionales y los actuadores.

En resumen, los elementos necesarios para la fabricación de los músculos artificiales McKibben se pueden observar en la tabla 27.

Tabla 27.*Lista de materiales para construcción de músculos artificiales***MATERIALES PARA MÚSCULO ARTIFICIAL**

MATERIAL	CANTIDAD	IA MGEN
Tubo de Látex - 3/8'' D	3,5 metros	
Manga de malla trenzada TechFlex – 3/8'' D	3,5 metros	
Abrazaderas de 1/4''	10	
Manguera neumática – 8mm	4 metros	

3.3. Pruebas para determinar características con músculo armado

Con los materiales seleccionados anteriormente y en base a la sección 3.2.1, se construyeron tres músculos artificiales para la ejecución de pruebas preliminares que permitan determinar sus características en lo referente a contracción, expansión y carga útil. Estas pruebas se realizaron con dos medidas en diámetro, tanto de la malla trenzada como de la manguera de látex, lo que

permitirá definir los elementos más adecuados para usar en el exoesqueleto, así como analizar su comportamiento.

A continuación, se presentan las pruebas con malla trenzada de diámetro 12mm y diferentes mangueras de látex con diámetros distintos, denominados músculo McKibben 1 (Figura 10), músculo McKibben 2 (Figura 11) y músculo McKibben 3 (Figura 12); los resultados experimentales se observan en la Tabla 28.

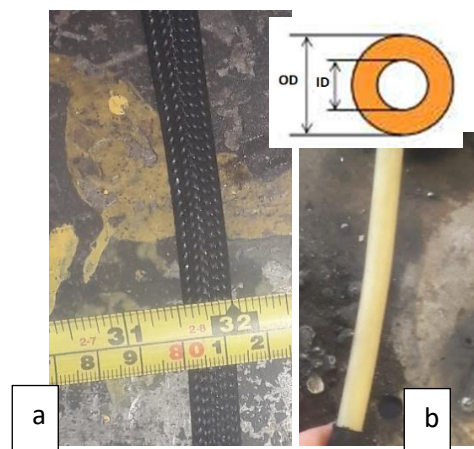


Figura 10. Músculo McKibben 1

a) malla trenzada de diámetro 12mm b) manguera OD= 12mm, ID=8mm

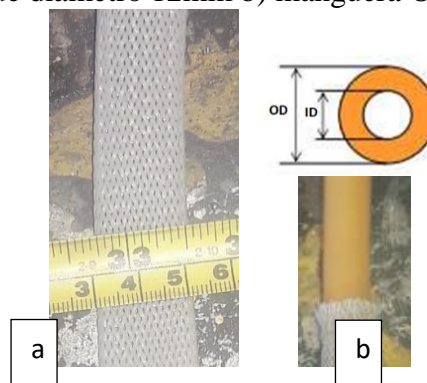


Figura 11. Músculo McKibben 2

a) malla trenzada de diámetro 20mm b) manguera OD= 20mm, ID=14

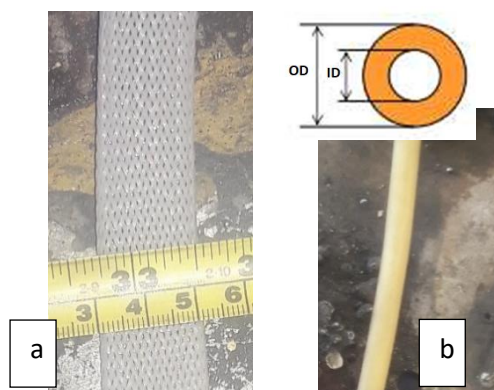


Figura 12. Músculo McKibben 3
a) malla trenzada de diámetro 20mm, b) manguera OD=12mm, ID=8mm

Tabla 28.

Resultados de pruebas con músculos artificiales

No Pruebas	Presión [bar]	Lo [mm]	Músculo McKibben 1 malla OD=12mm manguera OD=12mm		Músculo McKibben 2 malla OD=20mm manguera OD=20mm		Músculo McKibben 3 malla OD=20mm manguera OD=12mm			
			Recorrido [mm]	Recorrido %	Lo [mm]	Recorrido [mm]	Recorrido %	Lo [mm]	Recorrido [mm]	Recorrido %
1	0	170	0	0,000	320	0	0,000	308	0	0,000
2	1	170	10	5,882	320	6	1,875	308	39	12,662
3	2	170	20	11,765	320	22	6,875	308	48	15,584
4	3	170	25	14,706	320	34	10,625	308	58	18,831
5	4	170	30	17,647	320	48,5	15,156	308	62	20,130
6	5	170	35	20,588	320	54	16,875	308	67	21,753
7	6	170	38	22,353	320	59	18,438	308	70	22,727
8	7	170	40	23,529	320	63	19,688	308	70	22,727

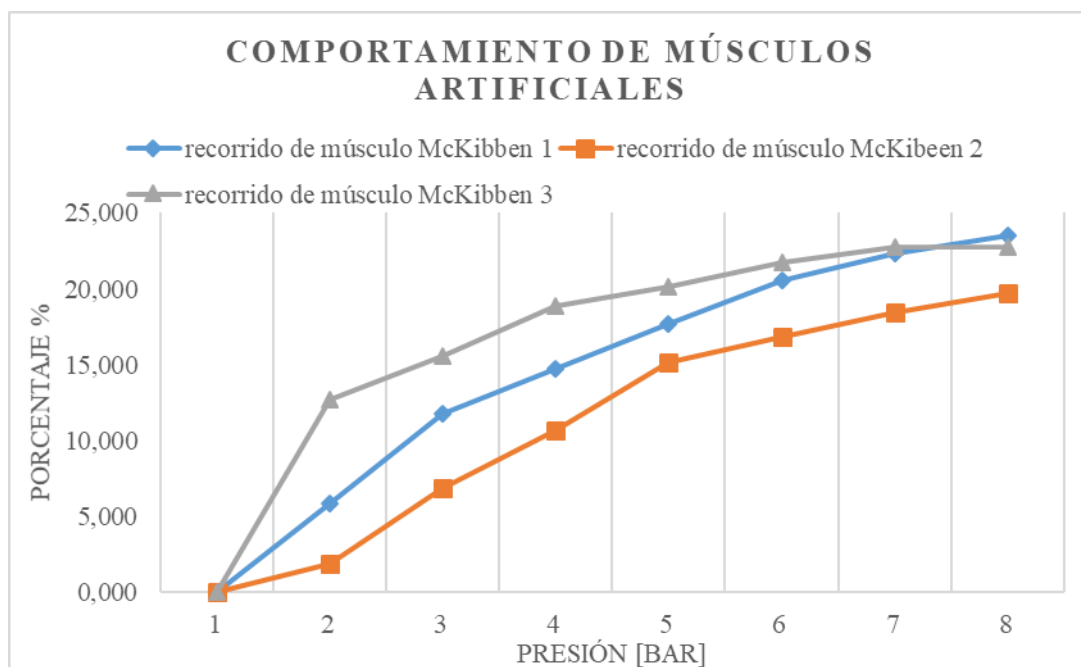


Figura 13. Comportamiento de los músculos artificiales recorrido vs presión

Como se aprecia en la Tabla 28, según los valores experimentales: un músculo artificial de longitud 170mm y diámetro de 12mm, se contrae a una distancia de 130mm, obteniendo un recorrido de desplazamiento máximo de 23,529% de su longitud nominal; para un músculo de longitud 320mm y diámetro de 20mm, se contrae a una distancia de 257mm, se obtiene un recorrido de desplazamiento máximo de 19.688% de su longitud nominal, mientras que un músculo artificial de longitud 308mm y diámetro de 12mm, se contrae a una distancia de 238mm, se obtiene un recorrido de desplazamiento máximo en 22.727% de su distancia nominal, demostrando los datos consultados en la Tabla 12.

Se observa en la Figura 13 que, al ocupar un músculo artificial con las mismas dimensiones tanto en manguera como en la malla trenzada, este se contrae casi de manera proporcional a la cantidad de aire que se le está suministrando. En cuanto a los datos del músculo artificial con

malla trenzada más grande que la manguera (músculo McKibben 3), genera una pendiente más pronunciada a bajas presiones, dando a entender que la reacción de este tipo de músculo es más rápida que las demás y el rango de presión con el que trabaja es más baja, por tales motivos se selecciona este tipo de músculo neumático para la construcción del presente proyecto.

3.3.1. Pruebas experimentales del músculo mckibben con peso

Para el análisis de la carga útil que permiten los músculos McKibben es necesario exponerlos a diferentes cargas y observar su comportamiento, determinando su factibilidad de uso sin carga y con carga. En la Tabla 29 se muestran los resultados experimentales en el músculo McKibben 1 colocando un peso de 1 kg y otro de 5 kg, con las dimensiones mostradas en la Figura 10 y longitud de 180 [mm].

Tabla 29.

Resultados experimentales de músculo McKibben 1 con peso

		malla OD=12mm		manguera OD=12mm			
		Peso 1 [kg]		Peso 5 [kg]			
No Pruebas	Presión [bar]	Lo [mm]	Recorrido		Lo [mm]	Recorrido	
			[mm]	%		[mm]	%
1	0	180	0	0	185	0	0
2	1	180	5	2,778	185	5	2,703
3	2	180	10	5,556	185	10	5,405
4	3	180	25	13,889	185	20	10,811
5	4	180	30	16,667	185	30	16,216
6	5	180	35	19,444	185	32	17,297
7	6	180	38	21,111	185	35	18,919
8	7	180	40	22,222	185	35	18,919

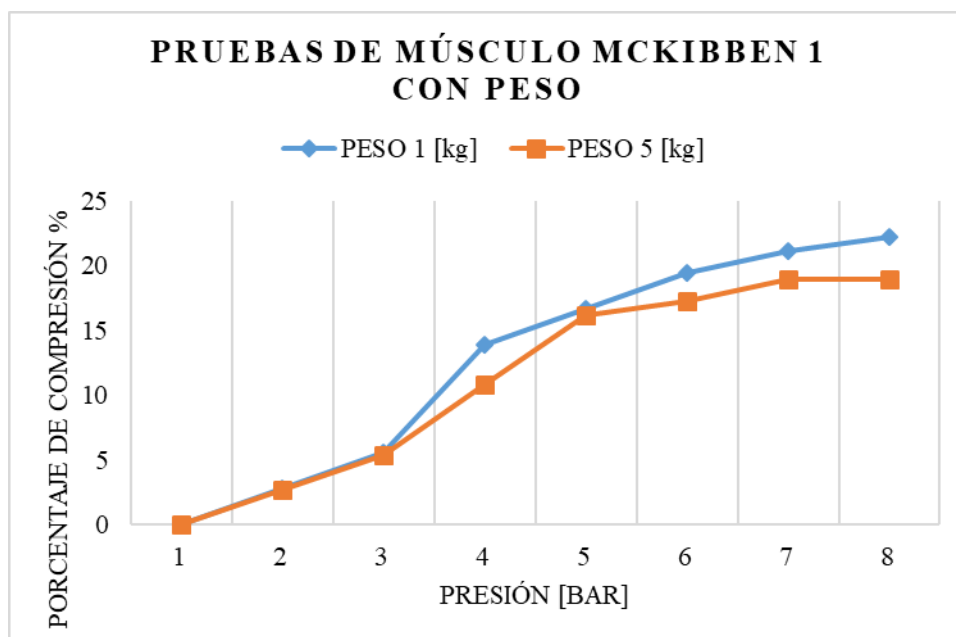


Figura 14. Comportamiento del músculo McKibben 1 con peso
Fuente: propio


La Figura 14 da a entender el comportamiento del músculo McKibben 1 arroja resultados similares con pesos de 1 [kg] y 5 [kg], su compresión disminuye según el incremento de peso que sea colocado, dando una compresión máxima de 18.91% con una carga máxima de 5 [kg], disminuyendo 4.62% de su compresión respecto del músculo McKibben 1 sin carga.

En la Tabla 30 se muestran los resultados experimentales del músculo McKibben 3 colocando pesos de 1 y 5 kg, con las dimensiones mostradas en la Figura 12 y longitud inicial de 130 [mm].

Tabla 30.

Resultados experimentales de músculo McKibben 3 con peso

		malla OD=20mm manguera OD=12mm					
		Peso 1 [kg]			Peso 5 [kg]		
No Pruebas	Presión [bar]	Lo [mm]	Recorrido		Lo [mm]	Recorrido	
		[mm]		%	[mm]		%
1	0	130	0	0	135	0	0
2	1	130	10	7,69	135	5	3,70

CONTINÚA 

3	2	130	15	11,54	135	10	7,41
4	3	130	30	23,08	135	20	14,82
5	4	130	35	26,92	135	25	18,52
6	5	130	40	30,77	135	32	23,70
7	6	130	45	34,62	135	38	28,15
8	7	130	50	38,46	135	43	31,85

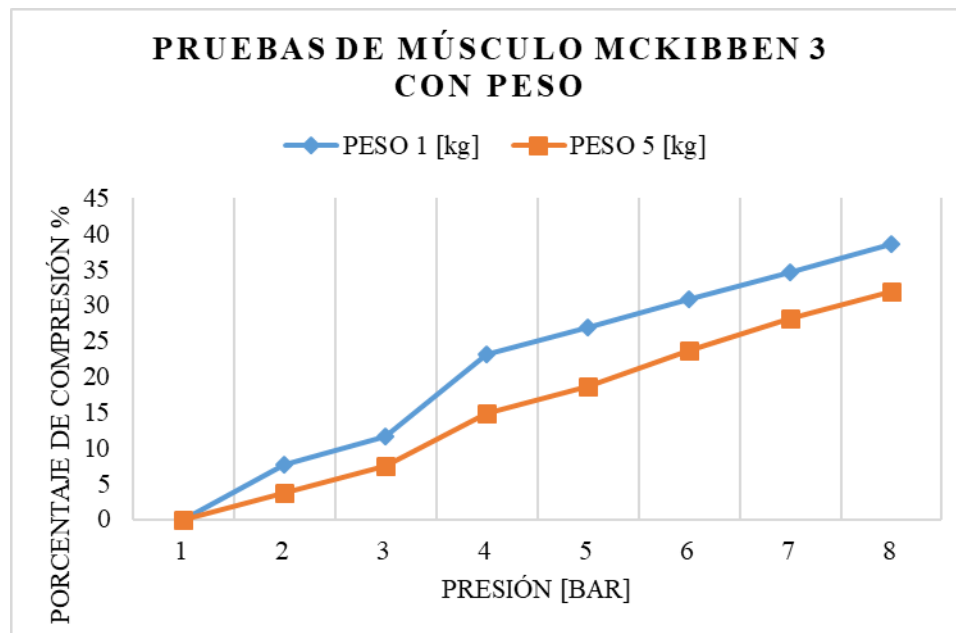


Figura 15. Comportamiento de músculo McKibben 3 con peso

La Figura 15 muestra el comportamiento del músculo McKibben 3 con pesos de 1 [kg] y 5 [kg], el porcentaje de compresión disminuye de acuerdo al peso colocado, no obstante sus gráficas son similares, con similares pendientes, su disminución de compresión es cercana a 10 mm con un peso de 5 kg. Se infiere que mientras mayor sea el peso colocado a los músculos McKibben estos no completan su recorrido de contracción máxima.

Por los resultados mostrados en las pruebas experimentales se utiliza el músculo McKibben 3 en el presente proyecto, tanto por su capacidad de compresión - expansión con carga y sin carga, como también por sus dimensiones, siendo más fáciles de colocar tanto en el bíceps como en el hombro, evitando ocupar demasiado espacio en la estructura.

3.4. Parámetros de diseño de la estructura mecánica

Se consideraran diferentes aspectos para el diseño de la estructura del brazo, estos parámetros de medición se basan en un estudio de la USFQ (Barrera D. V., 2013) en la que hace comparación de las diferentes etnias, de las cuales se toma específicamente el resultado de las medidas antropométricas de hombres auto identificados como mestizos ecuatorianos, generando una tabla de percentiles y seleccionando el percentil 5°, que corresponde a la población en donde se realiza el presente proyecto (ver tabla 4). Las medidas antropométricas faltantes para el diseño se toman de la norma DIN 33402:1981 (Tabla 3).

Debido a que los actuadores que generan el movimiento de la estructura del brazo son los músculos artificiales, se requiere que el peso de la misma sea ligero, el diseño sea ergonómico y seguro tanto en su manipulación como utilización. Como principales requerimientos de diseño se pueden listar:

- El peso de la estructura debe ser el menor posible ya que las fuerzas que son transmitidas por los músculos artificiales deben contrarrestar el efecto de la gravedad.
- Debe estar pensado para la seguridad del usuario ya que se encuentra en contacto directo con el sistema.

- El dispositivo debe ser cómodo, evitando fatiga al operador después de su uso en periodos prolongados.
- El mantenimiento o cambio de piezas debe ser fácil y sencillo.
- Generar los movimientos posibles definidos por el espacio de trabajo del sistema.
- El sistema debe tener la capacidad de provocar un aumento de fuerza con un factor de multiplicación entre 1,2 y 2 al operador sin poner en riesgo su integridad.
- Confiabilidad. Como con todos los sistemas, la aceptación del usuario es dependiente en gran medida de la fiabilidad y utilidad del mecanismo, por lo tanto, se proponen soluciones de diseño apropiadas para la fiabilidad en todas las operaciones y entornos en los que se presentan materiales como el agua, polvo o grasa.
- Complejidad. Al igual que con la mayoría de las opciones de diseños que mantienen complejidad al mínimo, tenderá a mejorar la fiabilidad y reducir los costes y éstos siempre deben ser considerados durante el proceso de diseño.

3.5. Diseño y selección de componentes de la estructura mecánica

El diseño de la estructura del exoesqueleto inicia a partir de las medidas normalizadas citadas anteriormente, por lo cual el diseño mecánico debe contar con partes adaptadas al miembro superior derecho del usuario, dispuestas para ejecutar de manera correcta y eficiente, los movimientos de flexión y extensión en codo en un rango de 0 a 120°, también ejercer un movimiento de hombro como ayuda de levantamiento de todo el brazo con rango de 0 a 30° (ver Tabla 2), dichos movimientos son suficientes para ejercer la acción del levantamiento de carga descritos en la norma del ministerio de trabajo (seguridad y salud de los trabajadores, 2016).

Las medidas antropomórficas fueron tomadas desde el centro de rotación de cada articulación, que, en el caso del exoesqueleto antropomórfico, equivale al punto de unión de los eslabones, como se muestra en la Figura 16.

- La distancia desde la muñeca hasta el codo es de 230,80 [mm]
- La distancia desde el hombro hasta el codo es de 323,20 [mm]
- La distancia desde el hombro hasta el espaldar es de 85,63 [mm]

El exoesqueleto está dividido por una estructura base que soporta tanto el antebrazo como el brazo y otra estructura del espaldar a manera de mochila que contiene los elementos eléctricos y neumáticos, de las cuales se extiende una conexión de mangueras neumáticas permitiendo la conexión entre las dos estructuras.

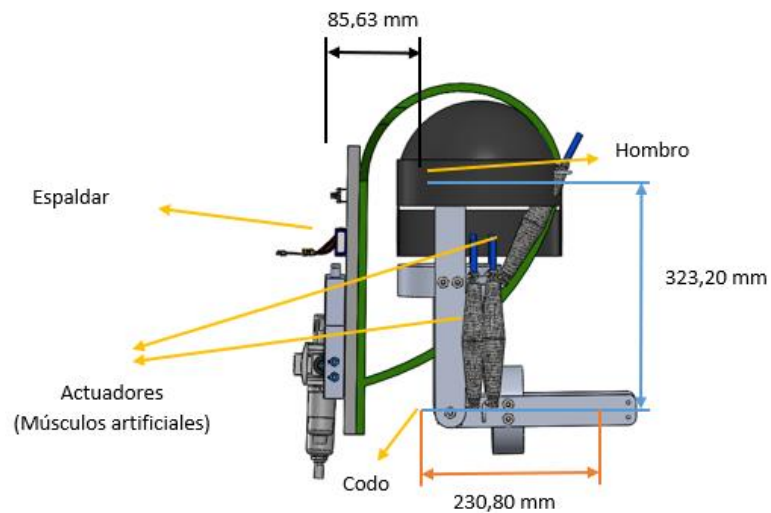


Figura 16. Estructura del exoesqueleto con medidas

3.5.1. Cinemática del exoesqueleto propuesto

A partir del modelo Denavit – Hartenberg se encuentran las relaciones existentes para cada eslabón con su respectiva articulación. Se toma la ecuación 1 mostrada en el capítulo 2 para el cálculo de la posición del extremo del exoesqueleto en el eje de coordenadas X y Y.

Los parámetros para tomar en cuenta en el análisis con el modelo Denavit– Hartenberg son: ángulo generado en el codo (θ_2), ángulo generado en el hombro (θ_1), las longitudes en el eje X (eslabones L1 y L2) y el ángulo de rotación en el eje x que será cero por incapacidad de ejercer rotación sobre su propio eje (α). Se detallan dichos parámetros en la Figura 17 y Tabla 31.

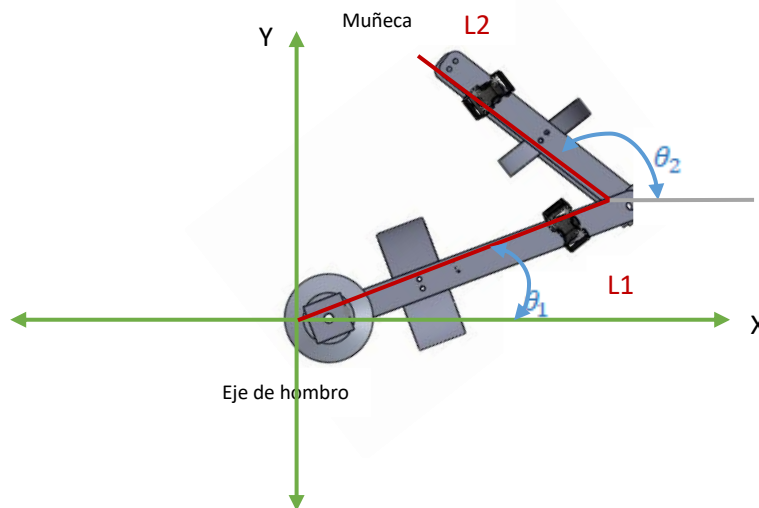


Figura 17. Parámetros D-H en prototipo

Tabla 31.
Parámetros Denavit-Hatemberg

Eje	θ (Rotación en el eje Z)	d (Traslación en el eje z)	a (Traslación en el eje X)	α (Rotación en el eje X)
Hombro	θ_1	0	L1	0°
Codo	θ_2	0	L2	0°

Las matrices T_1 y T_2 representados en las ecuaciones 1 y 2, son las matrices de transformación que relaciona el sistema de la base con el extremo del exoesqueleto denominado como T, siendo el producto de las transformaciones con respecto a cada eslabón.

$$T = T_1 * T_2$$

$$T_1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\cos(0) * \sin \theta_1 & \sin(0) * \sin \theta_1 & 0,3232 * \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 & \cos(0) * \cos \theta_1 & -\sin(0) * \cos \theta_1 & 0,3232 * \sin \theta_1 \\ 0 & \sin(0) & \cos(0) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T_2 = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\cos(0) * \sin \theta_2 & \sin(0) * \sin \theta_2 & 0,2308 * \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 & \cos(0) * \cos \theta_2 & -\sin(0) * \cos \theta_2 & 0,2308 * \sin \theta_2 \\ 0 & \sin(0) & \cos(0) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

La matriz T como matriz global, define la orientación y posición del extremo referido a la base de acuerdo con la ecuación 4.

$$T = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0,3232 * \cos \theta_1 + 0,2308 * \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ 0,3232 * \sin \theta_1 + 0,2308 * \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{Ec. 4})$$

Para el cálculo se toman los valores determinados en la estructura del brazo mostrados anteriormente (Figura 17), variando los ángulos de desplazamiento con lo que se puede determinar el espacio de trabajo útil del exoesqueleto.

Los ángulos de desplazamiento máximos están definidos por los movimientos del miembro superior humano, véase Tabla 2. Se toman los valores angulares necesarios para el movimiento del exoesqueleto con 2 GDL siendo estos:

- Hombro-----Flexión anterior con un rango de 0 a 30°.
- Codo-----Flexión y Extensión con un rango de 0 a 120°

Una vez definidos todos los valores, estos se reemplazan en la ecuación 4; el exoesqueleto se analizará en las posiciones críticas, entendiendo como posición crítica la posición máxima que puede alcanzar tanto el antebrazo como el brazo dentro del espacio de trabajo, evitando de esta manera colisiones en todos sus movimientos.

Análisis para flexo-extensión del hombro con intervalo del ángulo $\theta_1 = 0$ a 30° y con ángulo del codo $\theta_2 = 0^\circ$

En la Tabla 32 se muestra la posición final del extremo de la estructura en coordenadas cartesianas X y Y, al variar θ_1 de 0° a 30° en intervalos pequeños de 5° y un θ_2 constante a 0°, generando una trayectoria de movimiento mostrada en la Figura 18.

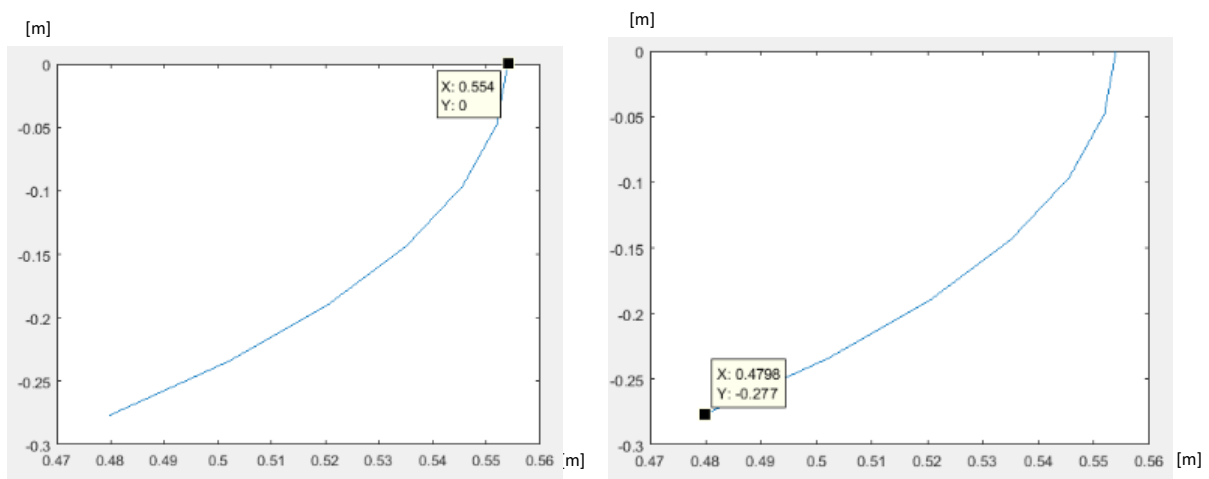


Figura 18. Espacio de trabajo del brazo con $\theta_2 = 0^\circ$

Tabla 32. Posiciones en $[x,y]$ con ángulo $\theta_2 = 0^\circ$

Ángulo de Flexo- extensión del	Ángulo θ_1	Ángulo θ_2	X [m]	Y [m]
-----------------------------------	-------------------	-------------------	-------	-------

brazo				
0°	-30	0°	0.4798	-0.2770
5°	-25	0°	0.5021	-0.2341
10°	-20	0°	0.5206	-0.1895
15°	-15	0°	0.5351	-0.1434
20°	-10	0°	0.5456	-0.0962
25°	-5	0°	0.5519	-0.0483
30°	0	0°	0.5540	0

Análisis para flexo-extensión del hombro con intervalo del ángulo $\theta_1 = 0$ a 30° y con ángulo del codo $\theta_2 = 120^\circ$

En la Tabla 33 se muestra la posición final del extremo de la estructura en coordenadas cartesianas X y Y, al variar θ_1 de 0° a 30° en intervalos pequeños de 5° y θ_2 constante de 120° , generando una trayectoria de movimiento mostrada en la Figura 19.

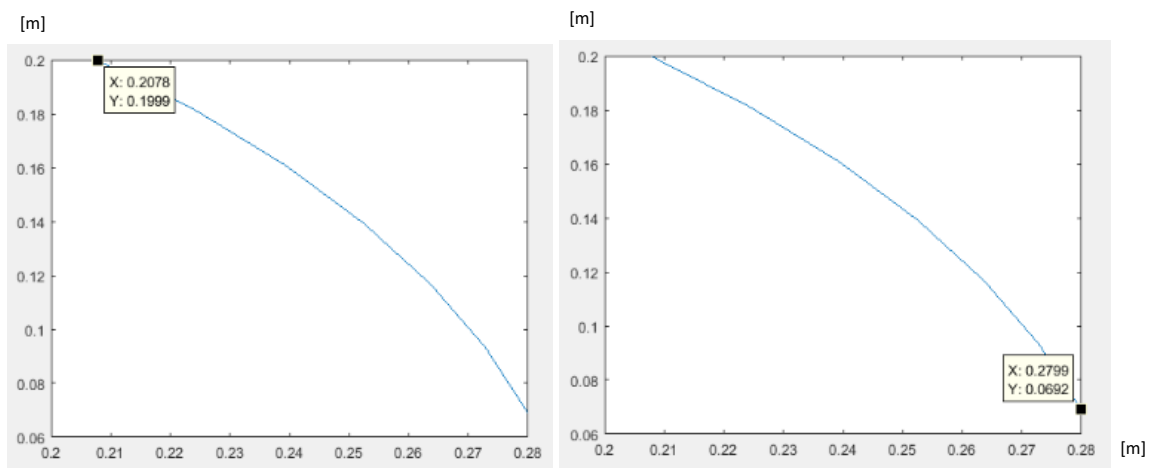


Figura 19. Espacio de trabajo del brazo con $\theta_2 = 120^\circ$

Tabla 33 Posiciones en $[x,y]$ con ángulo $\theta_2 = 120^\circ$

Ángulo de Flexo-extensión del brazo	Ángulo θ_1	Ángulo θ_2	X [m]	Y [m]
0°	-30	120°	0.2799	0.0692
5°	-25	120°	0.2728	0.0933
10°	-20	120°	0.2636	0.1168
15°	-15	120°	0.2525	0.1393

CONTINÚA

20°	-10	120°	0.2394	0.1608
25°	-5	120°	0.2244	0.1810
30°	0	120°	0.2078	0.1999

Con este cálculo se determina el espacio de trabajo que genera el exoesqueleto al realizar el movimiento flexión y extensión del hombro con los ángulos máximos que se permite en la estructura y su posición final $W=(0.2078;0.1999)$ como se muestra en la Figura 20.

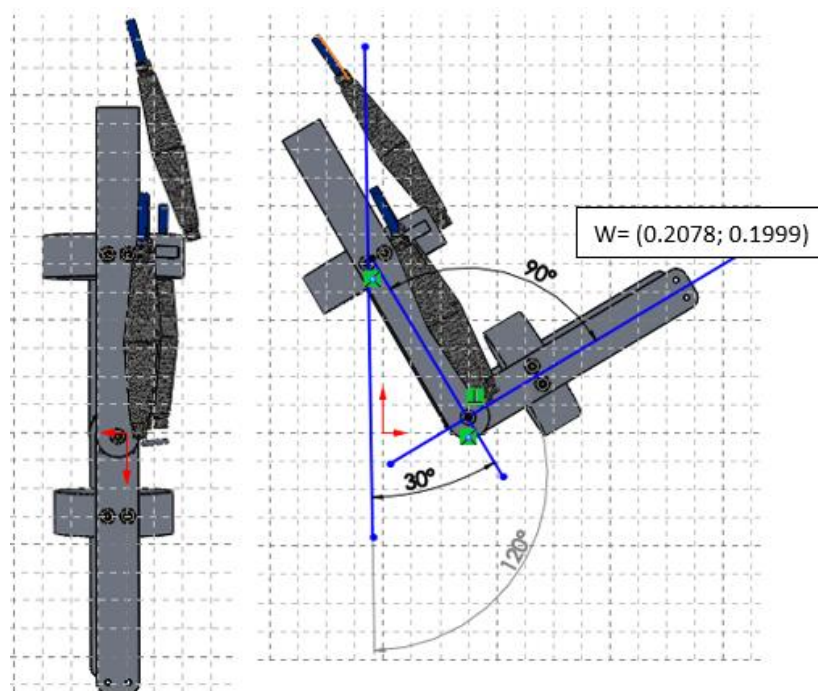


Figura 20. Espacio de trabajo del exoesqueleto

3.5.2. Selección de material de la estructura

El material toma un papel importante en la construcción de estructuras o máquinas, para lo cual se consideran diferentes aspectos de acuerdo a la funcionalidad que se requiera como: su resistencia, durabilidad y confiabilidad al ser utilizado.

La estructura está compuesta por dos partes principales: la estructura del espaldar y la estructura del brazo. Para la selección del material del espaldar y estructura del brazo se tomará la carga máxima que puede soportar el prototipo para los diferentes cálculos, ya que al ser un proyecto experimental los datos y valores pueden variar significativamente.

Debido a esto, se analizarán las características cualitativas para la selección del material y una vez realizados los cálculos, se comprobará que estos materiales sean capaces de cumplir con los resultados analíticos que se obtendrán más adelante. Siendo también un factor determinante para la selección del material el proceso de manufactura que se empleará.

Espaldar

El espaldar es un componente fijo que contiene los componentes eléctricos y neumáticos, esta estructura es completamente separada de la estructura del brazo por lo tanto no actúan fuerzas al encontrarse en funcionamiento el multiplicador de fuerza, tomar en cuenta que el espaldar no debe deformarse debido al movimiento de la estructura o por condiciones externas. En la Tabla 34 se realiza una comparación entre los materiales con las mejores características, para ser usados en la estructura del espaldar.

Tabla 34.

Selección de material del espaldar

Propiedades	Fibra de carbono	Titanio	Duraluminio 7075
Densidad (g/m³)	1,6	4,5	2,76
Maquinabilidad	Bueno	Malo	Excelente
Módulo de elasticidad (GPa)	230	103	72
Tensión de fluencia (MPa)	5650	275	460
Tensión de tracción (GPa)	2.5	345	0,52
Alargamiento	1,8%	20%	7%
Dureza HB	-	200	150

Fuente: (CarboSystem, 2019), (SMP aleaciones especiales, 2019), (Metales y perfiles , 2019)

Se selecciona el material de duraluminio para la construcción del espaldar gracias a las propiedades mostradas en el cuadro comparativo, siendo ideal para este tipo de estructuras gracias a la maquinabilidad que este posee.

Estructura del brazo

Para la fabricación de los soportes del brazo se ha seleccionado un material resistente al agua, al impacto, fácil de maquinar, de alta durabilidad y liviano. Se descartan materiales como el acero al boro y fibra de carbono debido a su alto costo y a la dificultad de obtenerlos en el mercado ecuatoriano. En la Tabla 35, se realiza una comparación entre los materiales con las mejores características para esta estructura.

Tabla 35.

Selección del material de la estructura del brazo

Propiedades	Acero 1020	Titanio	Aluminio 6061
Densidad (g/m³)	7,9	4,5	2,7
Maquinabilidad	Bueno	Malo	Muy bueno
Módulo de elasticidad (GPa)	207	103	69
Tensión de fluencia (MPa)	296	275	386
Tensión de tracción (GPa)	393	3945	370
Alargamiento	36%	20%	8%
Dureza HB	140	200	65

Fuente: (Aluminios y metales Unicornio, 2013)

Tomando en cuenta los datos mostrados se observa que el aluminio es un material con mecanizado más rápido con relación al acero, evita la oxidación, es un metal más liviano (40% más liviano que el titanio y 65% más liviano que el acero), por lo que se opta para su utilización en la construcción de esta estructura.

3.5.3. Mecanismo para rotación de eslabones

Al usar músculos artificiales como actuadores se limita en gran medida el tipo de mecanismos compatibles con este tipo de tecnología que permiten la transmisión de fuerza y por lo tanto movimiento a los puntos requeridos.

El mecanismo usado en el prototipo es de transmisión a manera de palanca sobre un eje, ubicada en el hombro y codo. Se ha seleccionado este tipo de mecanismo debido a su bajo costo y sencillez en comparación con el de poleas. Cada eslabón será accionado por los músculos artificiales.

Utilizar un mecanismo de palanca permitirá tener el mismo número de grados de libertad que de actuadores. Con este método se reduce considerablemente el peso y el costo del producto que se ha diseñado, para lo cual, se deben dimensionar las barras de tal manera que cumplan con los requisitos planteados en los parámetros de diseño.

3.5.4. Análisis de carga

Para los cálculos se requieren las medidas mostradas en la Figura 16. El valor aproximado del peso de la estructura se obtiene del diseño final modelado por medio de software CAD, tomando en cuenta también los parámetros y la masa segmental con referencia a la masa total del cuerpo para una persona de 60 Kg (ver Tabla 6).

Tabla 36.*Valores de las variables*

Variable	Valor
Longitud del Brazo	323,20 [mm]
Longitud del Antebrazo	230,80 [mm]
Masa estructura brazo	1,2 [kg]
Masa estructura antebrazo	0,8 [kg]
Masa corporal brazo	60 kg * 0,026 = 1,56 [kg]
Masa corporal antebrazo	60 kg * 0,016 = 0,96 [kg]

Se suman los valores independientes para obtener la masa total, de la siguiente manera con la ecuación 5.

$$\text{Masa total} = \text{Masa corporal} + \text{Masa estructura} \quad (\text{Ec. 5})$$

$$\text{Masa total brazo} = 1,56 \text{ [kg]} + 1,2 \text{ [kg]} = 2,76 \text{ [kg]}$$

$$\text{Masa total antebrazo} = 0,96 \text{ [kg]} + 0,8 \text{ [kg]} = 1,76 \text{ [kg]}$$

A continuación, se transforma la masa a peso

$$\text{Peso total brazo} = \text{Masa total brazo} * 9,8 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right] = 2,76 \text{ [kg]} * 9,8 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right] = 27,048 \text{ [N]}$$

$$\text{Peso total antebrazo} = \text{Masa total antebrazo} * 9,8 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right] = 1,76 \text{ [kg]} * 9,8 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right] = 17,248 \text{ [N]}$$

Cálculo de torque en el codo

Se plantea el cálculo del torque máximo considerando la carga crítica a la cual está sometida la estructura del prototipo y que logra soportar sin provocar ningún tipo de falla mecánica. Se determina la capacidad de carga del exoesqueleto multiplicador de fuerza; este límite de carga es señalado por la normalización hacia el trabajador asegurando la integridad del

usuario, (ver Tabla 7). Con los datos establecidos anteriormente se proponen los siguientes cálculos para un diseño con un buen factor de seguridad.

Se inicia estableciendo las fuerzas actuantes en el eslabón del antebrazo al estar en contacto con una carga; la medida del eslabón es la distancia existente desde el codo hasta la muñeca y la fuerza principal sería la carga que se pretende levantar.

Tomar en cuenta que la carga máxima recomendada a levantar por hombres mayores a 18 años, según el reglamento de seguridad y salud en el trabajo para una persona, es de 22,6796[kg] con los dos brazos, es decir 11,3398[kg] por cada brazo ver (Ministerio del trabajo, 2016), (CELEC, 2015).

En el presente proyecto se plantea como objetivo levantar cargas mayores a los anteriormente mencionados por medio de un exoesqueleto multiplicador de fuerza, por lo tanto, se establece como carga máxima por brazo 22.6796[kg] (222,411 [N]), es decir el doble de peso que el miembro superior puede levantar normalmente.

Un punto importante para considerar son las repeticiones en que se desempeña la acción del levantamiento de cargas pesadas por una hora. Según la pirámide de fuerza (sección 2.6.1) se debe trabajar con el 60% de la carga máxima a levantar si se ejecutan más de 9 repeticiones, evitando lesiones y protegiendo el cuerpo de desgaste inmediato. Para el presente proyecto se establece el número de repeticiones a 12, por la capacidad y durabilidad de la batería seleccionada en la sección 3.7.3. Por ende, la carga máxima a levantar es el 60% de 50 [lb] (22.6796 kg) dando una carga de 30 [lb] (13.6078 kg) para un trabajo repetitivo. Por motivos de

establecer un diseño seguro a la integridad del operador, los cálculos de la estructura se los realiza tomando en cuenta la carga máxima a levantar.

También, se debe tomar en cuenta que, al contar con eslabones de manera paralela como se observa en la Figura 21, estos comparten los esfuerzos aplicados, por lo que se analizará un solo eslabón con la mitad de la carga máxima.

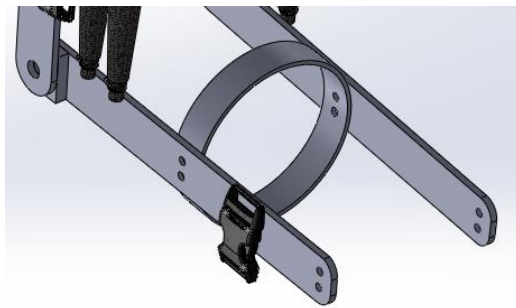


Figura 21. Eslabón en paralelo codo – muñeca

En la Figura 22, se puede observar la pieza del exoesqueleto a analizar, en la cual se presenta la longitud del eslabón y las fuerzas que actúan en el mismo.

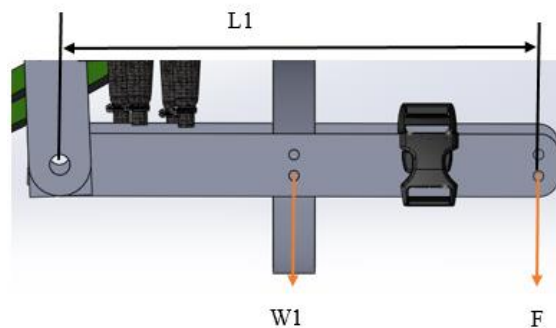


Figura 22. Fuerzas actuantes en el eslabón codo-muñeca

Como se menciona anteriormente los eslabones en paralelo comparten tanto el peso de la masa corporal como la carga a levantar, teniendo en cuenta estos datos, se analiza un solo eslabón con la mitad de sus valores totales. Los valores a tomar en cuenta para el siguiente cálculo se muestran en la Tabla 37.

Tabla 37.

Datos a considerar para cálculo de torque en codo

Variable	Valor
[L1] Longitud del Antebrazo	0,2308 [m]
Peso total antebrazo	17,284 [N]
[W1] Peso en anilla de antebrazo	8,642 [N]
Peso a levantar	222,411 [N]
[F] Peso total a levantar	111,205 [N]

Donde:

$$L1 = 230,80 \text{ [mm]} = 0,2308 \text{ [m]}$$

$$W1 = \frac{\text{Peso total antebrazo}}{2} = \frac{17,284 \text{ [N]}}{2} = 8,642 \text{ [N]}$$

$$F = \frac{\text{Peso a levantar}}{2} = \frac{222,411 \text{ [N]}}{2} = 111,205 \text{ [N]}$$

$$\text{Torque codo} = F * L1 + W1 * \frac{L1}{2} \quad (\text{Ec. 6})$$

$$\text{Torque codo} = 111,205 \text{ [N]} * 0,2308 \text{ [m]} + 8,642 \text{ [N]} * \frac{0,2308 \text{ [m]}}{2}$$

$$\text{Torque} = 26,66 \text{ [N m]}$$

$$\text{Torque codo} = 26,66 \text{ [N m]} * 2$$

$$\text{Torque codo} = 53,32 \text{ [N m]}$$

Cálculo de torque en el hombro

Para el cálculo del torque en el hombro se sigue el procedimiento anterior, en este caso se tomar en cuenta otros valores críticos actuantes en este eslabón. En la Figura 23 se presenta la estructura totalmente extendida ya que esta posición es la más crítica a tomar en cuenta para un correcto diseño. Los datos a considerar para el siguiente cálculo se muestran en la Tabla 38.

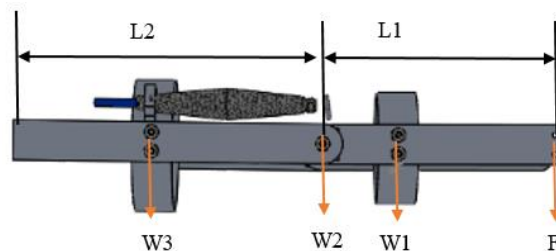


Figura 23. Fuerzas actuantes en eslabón hombro-codo y codo-muñeca

Tabla 38.

Datos a considerar para cálculo de torque en hombro

Variable	Valor
[L1] Longitud del Antebrazo	0,2308 [m]
[L2] Longitud del Brazo	0,3232 [mm]
[W1] Peso en anilla de antebrazo	8,642 [N]
[F] Peso total a levantar	111,205 [N]
Masa del juego de tuercas	0,023 [kg]
[W2] Peso del juego de tuercas	0,2254 [N]
Peso total brazo	27,048 [N]
[W3] Peso en anilla de brazo	13,524 [N]

Donde:

$$L2 = 323,20 \text{ [mm]} = 0,3232 \text{ [m]}$$

$$L1 = 0,2308 \text{ [m]}$$

Para el peso W2 se toma a consideración el mecanismo de unión entre eslabones que en este caso es un juego de tuercas.

$$W2 = \text{Peso unión codo} = 0,023 \text{ [kg]} * 9.8 \left[\frac{m}{s^2}\right] = 0,2254 \text{ [N]}$$

$$W3 = \frac{\text{Peso total brazo}}{2} = \frac{27,048 \text{ [N]}}{2} = 13,524 \text{ [N]}$$

$$\text{Torque hombro} = F * L1 + W1 * \frac{L1}{2} + W2 * L2 + W3 * \frac{L2}{2} \quad (\text{Ec. 7})$$

$$\begin{aligned} \text{Torque codo} = & 111,205 \text{ [N]} * 0,2308 \text{ [m]} + 8,642 \text{ [N]} * \frac{0,2308 \text{ [m]}}{2} + 0,2254 \text{ [N]} * 0,3232 \text{ [m]} + \\ & 13,524 \text{ [N]} * \left[\frac{0,3232 \text{ [m]}}{2} \right] \end{aligned}$$

$$\text{Torque} = 28,92 \text{ [N m]}$$

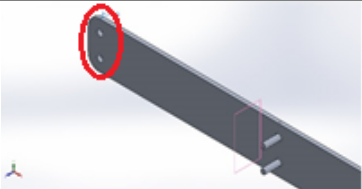
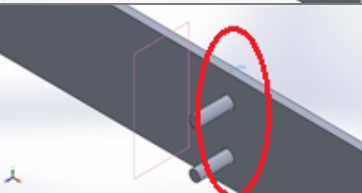
$$\text{Torque hombro} = 28,92 \text{ [N m]} * 2$$

$$\text{Torque hombro} = 57,84 \text{ [N m]}$$

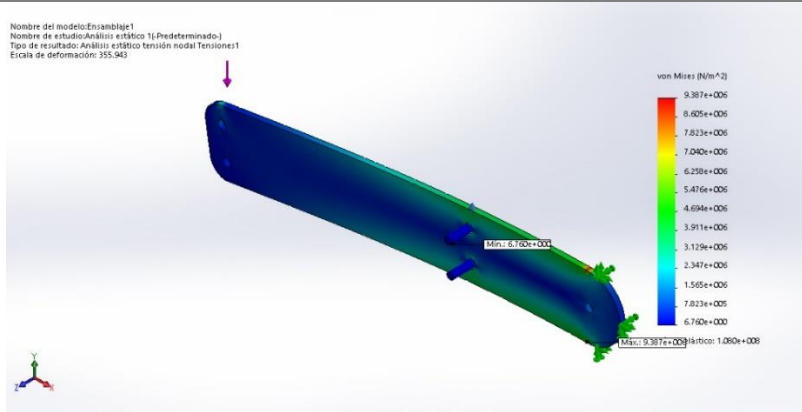
Análisis estático de pieza codo-mano

A continuación, se presenta el análisis estático de las piezas que son expuestas a las cargas máximas con ayuda de un software CAE.

Tabla 39.*Fuerzas en pieza codo-mano*

Nombre de carga	Imagen	Detalles de carga
Fuerza-1		Entidades: 1 plano Referencia: Vista lateral Tipo: Aplicar fuerza Valores: ---, -17.5, --- N
Fuerza-2		Entidades: 1 plano Referencia: Vista lateral Tipo: Aplicar fuerza Valores: ---, 10, --- N

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Tensiones I	VON: Tensión de von Mises	6.760e+000N/m ² Nodo: 520	9.387e+006N/m ² Nodo: 15982

**Figura 24.** Análisis de tensiones Von Mises en pieza codo-mano

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Desplazamientos1	URES: Desplazamientos resultantes	0.000e+000mm Nodo: 1863	7.035e- 002mm Nodo: 1979

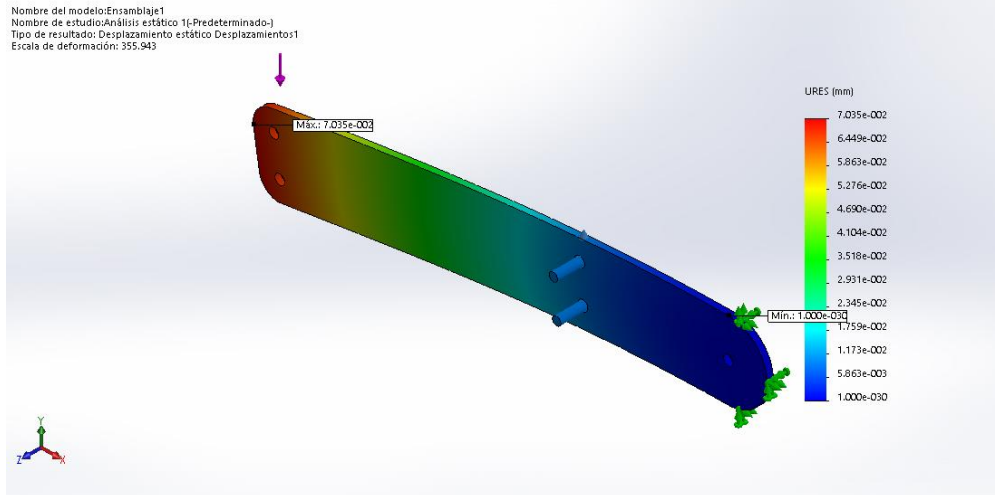


Figura 25. Análisis de desplazamientos en pieza codo-mano

Nombre	Tipo	Mín.	Máx.
Deformaciones unitarias1	ESTRN: Deformación unitaria equivalente	5.716e-011 Elemento: 100	9.533e-005 Elemento: 2924

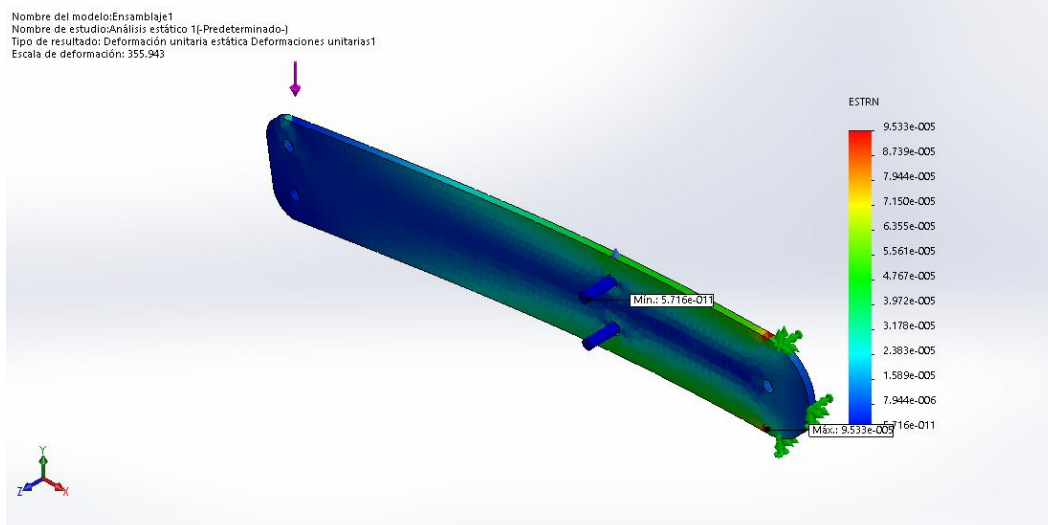


Figura 26. Análisis de deformaciones unitarias en pieza codo-mano

En la Tabla 39 se aprecia la ubicación de las fuerzas actuantes en el eslabón seleccionado, cabe recalcar que el análisis se lo realizó con una carga máxima de 25 [lb], con la cual, se observa un esfuerzo admisible máximo de 9,387 [MPa] en el punto más crítico del eslabón, a comparación de la resistencia a la fluencia del aluminio 6061 de 386 [MPa], dando como resultado un factor de seguridad de 41. Cabe mencionar que el factor de seguridad en este caso es sobreestimado por el hecho de que se utiliza un solo eslabón para la facilidad de los cálculos como se menciona al inicio del apartado 3.5.4.

3.5.5. Distribución de músculos artificiales en el exoesqueleto

El objetivo de los músculos neumáticos en este proyecto es asemejarse a los músculos del cuerpo, en cuanto a ubicación y dimensiones. Estas variables fueron calculadas a partir de datos experimentales, pues cada tipo de músculo neumático tiene la característica de compresión dependiente de sus materiales y las dimensiones de estos.

Se inicia con cálculos para encontrar la distancia a la que se deben colocar los músculos artificiales en la estructura enfocándose principalmente en la zona del bíceps ya que estos músculos son los que ejercen la mayor fuerza para el levantamiento de objetos. En el apartado 3.3 se presentan los datos experimentales, en donde se observa la distancia máxima de contracción en porcentaje de cada músculo artificial obtenido. Se tomaron los datos del músculo neumático de malla trenzada con diámetro de 20mm y manguera interna de 12mm (McKibben 3), por contar con ventajas como: ocupar menor espacio al ser colocado en la estructura, facilidad de armado por el hecho de que su diámetro coincide perfectamente con el diámetro del tubo de aire seleccionado y se evita la utilización de acoples o elementos adicionales, su rápida reacción a bajas presiones y la facilidad para conseguir sus materiales en el mercado ecuatoriano.

A continuación, se muestran los cálculos de la distancia apropiada donde serán colocados los músculos artificiales para el movimiento del antebrazo, con ayuda de la fórmula de cálculo de longitud de arco de una circunferencia mostrada en la ecuación 8.

$$s = r * \theta \quad (\text{Ec. 8})$$

Donde:

s = longitud de arco [mm]

r = radio de la circunferencia [mm]

θ = ángulo formado por los dos radios[rad]

Se calculan las posiciones estimadas con ayuda de los siguientes datos obtenidos de los apartados anteriores.

Datos:

Porcentaje de compresión del músculo artificial seleccionado = 22.73%

Longitud del antebrazo = 230.80 [mm]

Ángulo de rotación máxima del antebrazo = $120^\circ = \frac{2}{3} * \pi$ [rad]

La longitud del músculo neumático se toma desde un soporte rígido propio de la estructura metálica llamado agarre de brazo, siendo esta longitud cercana a 200 mm, con este dato se calcula la contracción máxima que puede tener este músculo neumático, sabiendo que se contrae el 22.73% de su longitud nominal, entonces:

$$s = 200 * 22.727\%$$

$$s = 45.45 \text{ [mm]} \approx 50 \text{ [mm]}$$

Se despeja el radio de la ecuación 7, siendo s la compresión máxima que ofrece el músculo neumático y θ el ángulo máximo de rotación que puede llegar a tener el eslabón del antebrazo.

$$r = \frac{s}{\theta}$$

$$r = \frac{50 \text{ [mm]}}{\frac{2}{3} * \pi}$$

$$r = 23.87 \text{ [mm]}$$

La distancia de donde se colocan los extremos de los músculos neumáticos en la estructura del antebrazo está en el rango de 20 a 40 mm alejado de la unión.

Con ayuda del software CAD se simulan los músculos neumáticos ubicados en la posición encontrada anteriormente y se obtiene el espacio de trabajo generado por el exoesqueleto tanto en posición de reposo como en la máxima contracción del músculo. El músculo neumático se encuentra en una posición similar a la del músculo del cuerpo, es decir, de manera paralela al bíceps como se muestra en la Figura 27.

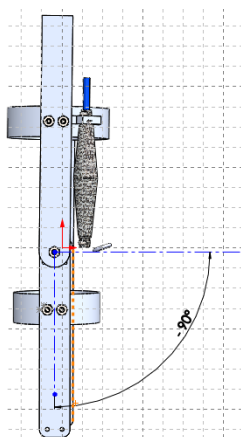


Figura 27. Músculo neumático paralelo al bíceps

La contracción máxima de un músculo neumático con longitud de 200 mm es de aproximadamente 50 mm, por ende, con esta configuración el desplazamiento angular es de $93,28^\circ$ y su posición final con respecto al eje X es de $3,28^\circ$ como se muestra en la Figura 28, comprobando de esta manera la movilidad del músculo diseñado en los apartados anteriores.

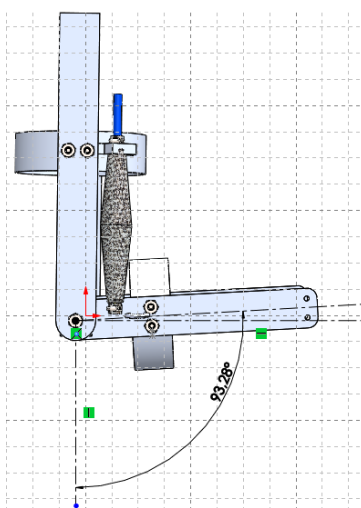


Figura 28. Contracción máxima simulada

Con respecto al músculo neumático del hombro, se toma en cuenta que este músculo aporta para alcanzar una posición final de 120° , por lo tanto, el hombro debe ser capaz de rotar 30° .

Se calculan las posiciones estimadas con ayuda de los datos obtenidos de los apartados anteriores.

Datos:

Porcentaje de compresión del músculo artificial seleccionado = 19.688%

Longitud del antebrazo = 323.20 [mm]

Ángulo de rotación máxima del brazo = $30^\circ = \frac{1}{3} * \pi$ [rad]

La longitud del músculo neumático se toma desde un soporte ubicado en la mochila, siendo esta longitud cercana a 250 mm; con este dato se calcula la contracción máxima que puede tener este músculo neumático, sabiendo que se contrae el 19.688% de su longitud nominal, entonces:

$$s = 250 * 19.688\%$$

$$s = 49.22 \text{ [mm]} \approx 50 \text{ [mm]}$$

Se despeja el radio de la ecuación 8, siendo s la contracción máxima que ofrece el músculo neumático y θ el ángulo máximo de rotación que puede llegar a tener el eslabón del antebrazo.

$$r = \frac{s}{\theta}$$

$$r = \frac{50 \text{ [mm]}}{\frac{1}{3} * \pi}$$

$$r = 47.75 \text{ [mm]}$$

La distancia donde se colocan los extremos de los músculos neumáticos en la estructura del brazo está en el rango de 47 a 60 mm alejado de la unión, ubicando el agarre desde el anillo del brazo. Como se muestra en la Figura 29, el músculo del hombro es ubicado en la posición encontrada anteriormente y se obtiene el espacio de trabajo generado por el exoesqueleto tanto en posición de reposo como en la máxima contracción del músculo.

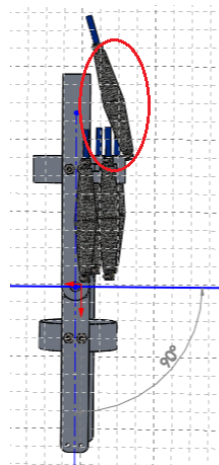


Figura 29. Músculo neumático del hombro

La contracción máxima de un músculo neumático con longitud de 250 mm es de aproximadamente 50 mm, por ende, con esta configuración el desplazamiento angular es de $29,54^\circ$ como se muestra en la Figura 30, comprobando de esta manera la movilidad del músculo diseñado en los apartados anteriores.

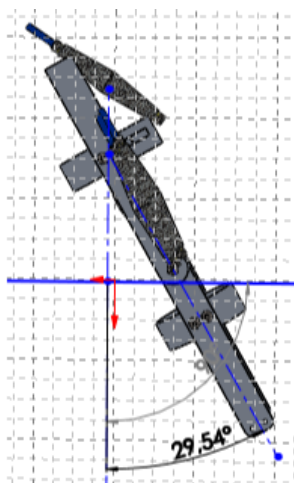




Figura 30. Contracción máxima simulada en hombro


3.6. Sistema neumático

En la propuesta se plantea la inserción de la robótica blanda a través de músculos artificiales neumáticos en un exoesqueleto multiplicador de fuerza, por lo tanto, el siguiente apartado está dedicado al sistema electro neumático que conforma el prototipo.

Se mencionó anteriormente que el prototipo presenta una limitación de movilidad debido a la fuente de alimentación que será un compresor, se consideraron otras opciones las cuales permiten la transportación del prototipo, sin embargo, requieren de una gran inversión, tiempo e investigación para su elaboración. En la Tabla 40 se muestran las características de cada una de las opciones consideradas como fuente de alimentación para el prototipo.

Tabla 40.
Características de fuentes de alimentaciones neumáticas

Compresor neumático estándar	Micro bombas	Compresor neumático portátil
		

CONTINÚA 



Alimentación	Eléctrica AC 110 -220 [V]	Baterías 12 [V]	Baterías 24[v]
Durabilidad	Muy Alto	Bajo	Medio
Costo	Muy Alto	Bajo	Alto
Presión	145 [Psi]	45 [PSI]	87 [PSI]
Caudal	700 [l/min]	21 [l/min]	185 [l/min]
Cantidad	1	8	2
Requiere de mecanismo potenciador de presión	No	Si	Si
Facilidad de uso	Alto	Bajo	Medio
Nivel de ruido	Muy Alto	Bajo	Medio
Peso	7.44 [kg]	63.7 [g]	500 [g]

Fuente: (embraco, 2013) , (Super Herramientas, 2019), (Mercado libre, 2019)

Se requiere más de una unidad en el caso de las micro bombas y del compresor neumático portátil, debido a sus bajas presiones por tal motivo se requiere de un mecanismo potenciador de presión lo cual ocupa más espacio y mayor costo en su creación. En el caso de las micro bombas para alcanzar un caudal aceptable para el proyecto se requiere de por lo menos 8 de estas.

Dadas las características importantes de cada uno de los equipos que pueden entregar la presión necesaria para el funcionamiento de los músculos artificiales, se observa que a pesar de ser una opción costosa el compresor neumático estándar es el más adecuado debido a su accesibilidad, facilidad de uso y rango de presión que puede entregar.

3.6.1. Selección de válvulas

Existe una gran variedad de válvulas con diferentes tecnologías, por ejemplo: de acción mecánica, electro-neumática, piezoeléctricas, etc. Para la selección de la válvula utilizada en este proyecto se toman en cuenta aspectos como: tipo de accionamiento ya sea este de voltaje o amperaje, rango permitido de valores para su accionamiento, rango de presión permitida para su

funcionamiento, etc. Los aspectos mencionados anteriormente se los analizan comparando diferentes tipos de válvulas existentes y con ayuda de la página FESTO (2019) se obtiene las características de los diferentes tipos de válvulas proporcionales mostradas en las Figura 31, Figura 32 y Figura 33 de las cuales se muestran las características de cada una en las Tabla 41, Tabla 42 y Tabla 43.

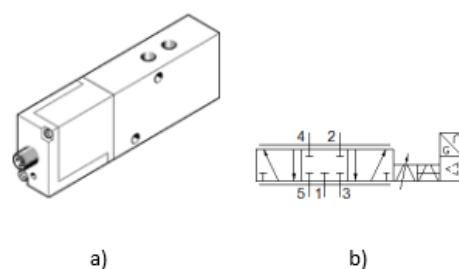


Figura 31. a) Válvula; b) Configuración MPYE-5-3/8-010-B

Fuente: (FESTO, 2019a)

Tabla 41.

Características de válvula proporcional MPYE-5-3/8-010-B

Válvula Proporcional MPYE-5-3/8-010-B	
Tipo de actuación	Eléctrico
Función Valvular	5/3 cerrado
Dirección de flujo	No reversible
Presión laboral	0-10 bar
Caudal nominal	2000 l/min
Frecuencia máx.	70 Hz
Rango de voltaje	17-30 V
Ondulación residual	5%
SETPOINT	0-10 V
Peso	685 g
Costo	\$ 1118,74 (FESTO ELECTRIC, s.f.)

Fuente: (FESTO, 2019a)

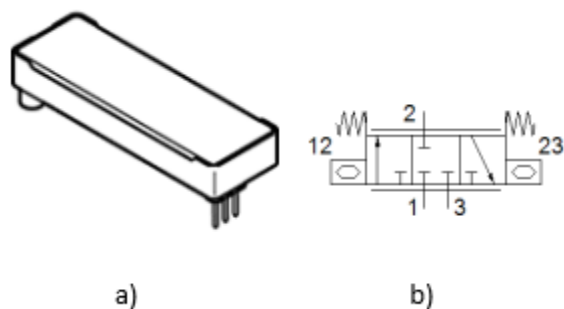


Figura 32. a) Válvula b) Configuración VEMP-BS-3-16-D7-F-28T1-P30
Fuente: (FESTO, 2019b)

Tabla 42.

Características de válvula proporcional VEMP-BS-3-16-D7-F-28T1-P30

Válvula Piezoeléctrica VEMP-BS-3-16-D7-F-28T1-P30	
Tipo de actuación	Eléctrico
Función Valvular	3/3 cerrado, monoestable
Dirección de flujo	No reversible
Presión laboral	0-1.1 bar
Caudal nominal	27 l/min
Frecuencia máx.	5 Hz
Rango de voltaje	310 V
Ondulación residual	---
SETPOINT	0-310 V
Peso	8 g
Costo	\$ 4230,77 (Solenoid Valve, s.f.)

Fuente: (FESTO, 2019b)

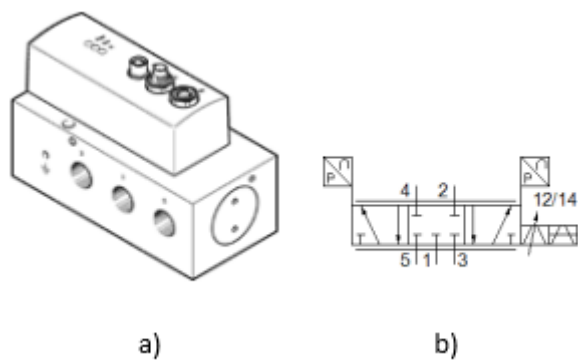


Figura 33. a) Válvula b) Configuración VPWP-10-L-5-Q-10-E-G-EX1
Fuente: (FESTO, 2019c)

Tabla 43.*Características de válvula de control direccional proporcional VPWP-10-L-5-Q-10-EG-EX1*

Válvula de control direccional proporcional VPWP-10-L-5-Q-10-EG-EX1	
Tipo de actuación	Eléctrico
Función Valvular	5/3 cerrada
Dirección de flujo	No reversible
Presión laboral	0-10 bar
Caudal nominal	2000 l/min
Frecuencia máx.	---
Rango de voltaje	24 V
Ondulación residual	---
SETPOINT	18-30 V
Peso	1010 g
Costo	\$ 1592,19 (Radwell International, s.f.)

Fuente: (FESTO, 2019c)

A continuación, se realiza una comparación entre las opciones de válvulas proporcionales aceptables, evaluando de manera cuantitativa los criterios de selección, siendo 5 la mayor calificación y 1 la peor (Tabla 44).

Tabla 44.*Selección de válvula*

Válvulas Proporcionales							
		MPYE-5-3/8-010-B	VEMP-BS-3-16-D7-F-28T1-P30		VPWP-10-L-5-Q-10-EG-EX1		
Criterios de selección	Peso	Calif.	Evaluación Ponderada	Calif.	Evaluación Ponderada	Calif.	Evaluación Ponderada
Activación eléctrica	10%	5	0,5	5	0,5	5	0,5
Dirección de flujo no reversible	10%	5	0,5	5	0,5	5	0,5
Gran caudal nominal	20%	5	1	1	0,2	5	1
Presión laboral hasta 6 bar	10%	5	0,5	1	0,1	5	0,5
Setpoint con poco voltaje	10%	5	0,5	2	0,2	2	0,2
Peso	20%	3	0,6	5	1	2	0,4
Menor Costo	20%	3	0,6	1	0,2	2	0,4
Total, de puntos			4,2	2,7		3,5	
Lugar			1	3		2	
Seleccionado							

Se selecciona la válvula proporcional MPYE-5-3/8-010-B, el cual cuenta con las características suficientes para el propósito del presente proyecto; puede variar su presión de 0 a 10 bar en un rango de voltaje aceptable 0-10 [V], facilitando el acondicionamiento de la señal enviada por el sensor mío-eléctrico.

3.6.2. Configuración de circuito neumático

Los actuadores proporcionan un par sólo en la dirección positiva y la gravedad proporciona una fuerza de recuperación en la dirección opuesta. En otras palabras, el sistema no está funcionando en una configuración de antagonista. El objetivo de este estudio fue el control de fuerza como refuerzo a la acción del brazo humano; por lo tanto, un sistema de accionamiento unidireccional se consideró suficiente. Un estudio de diseño determinó que varios actuadores paralelos generan fuerza específica más alta y la densidad de fuerza de la que solo un accionador grande, Imani (2002). La Figura 34, muestra el brazo en funcionamiento. Cada grado de libertad se puede accionar mediante aire comprimido a través de una servo-válvula proporcional (FESTO MPYE-5-3/8-010-B).

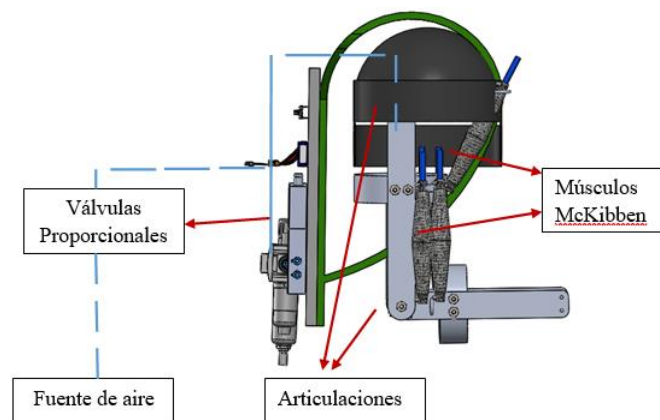


Figura 34. Esquema del sistema neumático

En la Figura 35 se presenta el diseño del circuito electro-neumático, en donde se entiende que la activación de las válvulas depende de la señal PWM, siendo este un voltaje variable comprendido entre 0 a 10 voltios, filtradas por circuitos externos, lo cual se detalla en el apartado 3.7. Estas señales de activación permiten que el músculo 1 y 2 se desplacen de manera proporcional, como se muestra en la Figura 36 y Figura 37 usando el software FluidSIM.

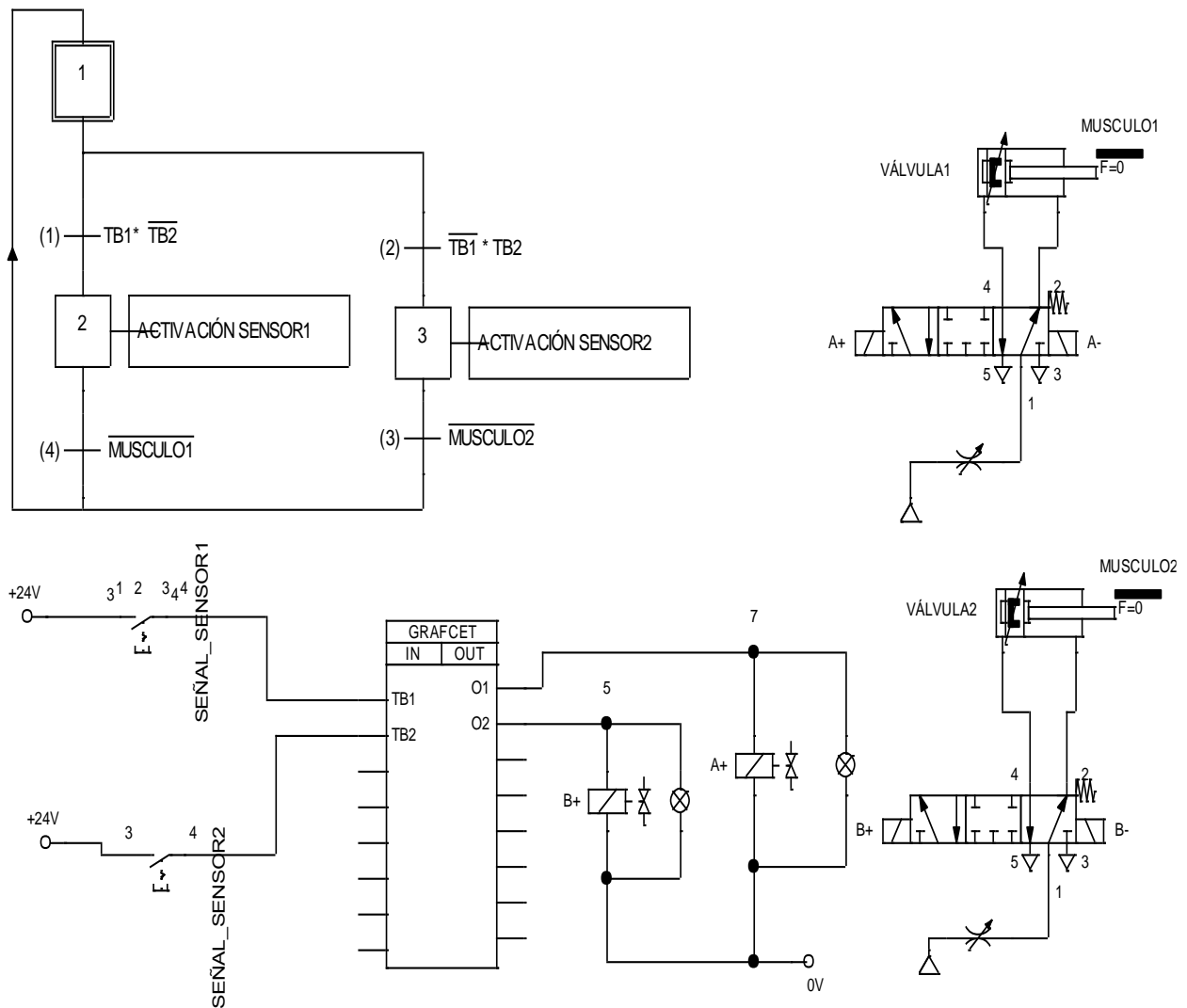


Figura 35. Diseño de circuito electro-neumático general apagado

Fuente propia

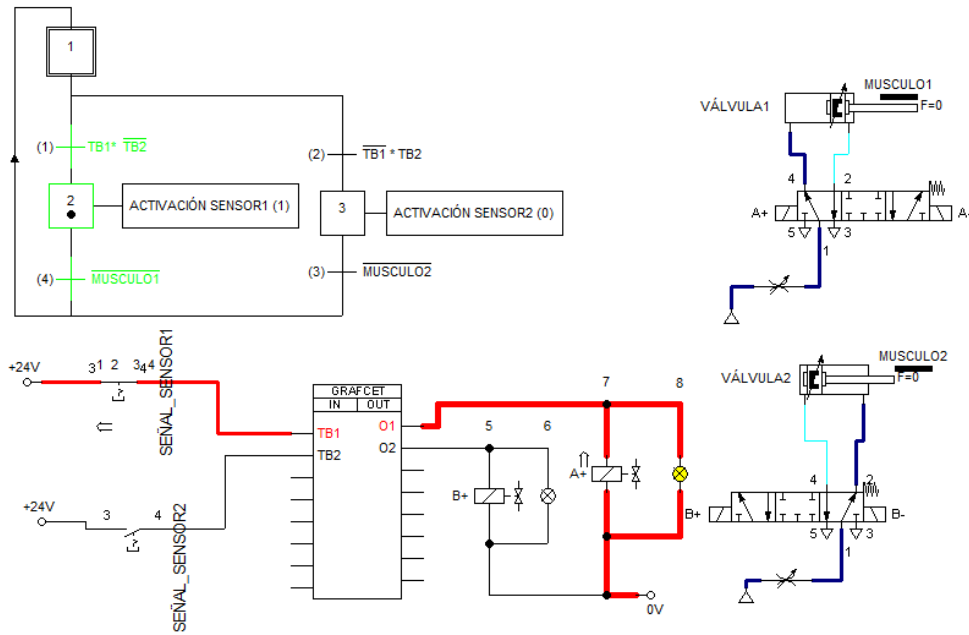


Figura 36. Activación de músculo neumático 1

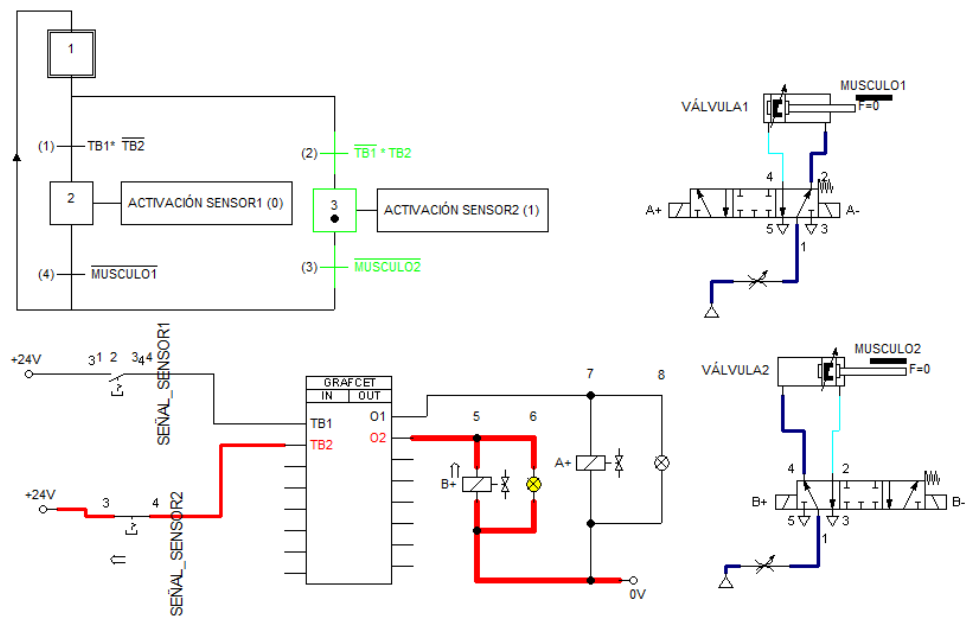


Figura 37. Activación de músculo neumático 2

3.7. Sistema electrónico

Debido a la complejidad que existe en la comunicación entre componentes eléctricos y neumáticos, existe una gran variedad de controles para este tipo de propuestas. El tipo de control eléctrico utiliza corriente eléctrica para el accionamiento de los músculos artificiales, este tipo de señal aceptada por el controlador es llamada módulo de ancho de pulso (PWM) con la cual mediante las etapas de filtrado y amplificación son enviadas a las válvulas.

Las válvulas deben ser alimentadas por una fuente externa de 17 a 30 [V], sin esta alimentación el solenoide no se activa y por ende no se controla de manera proporcional la válvula. Dependiendo del voltaje enviada por el controlador la válvula permite el paso del aire de manera proporcional. En los apartados siguientes se detallan los dispositivos utilizados y su funcionalidad en el proyecto.

3.7.1. Microcontrolador

En cuanto a microcontroladores se refiere, existe un sinnúmero de opciones que pueden ser utilizadas. No obstante, se optó por utilizar una tarjeta electrónica Arduino Nano, la cual cuenta con las entradas analógicas y salidas PWM suficientes para la aplicación sin ser de gran tamaño. Este cuenta con las siguientes características mostradas en la Tabla 45.

Tabla 45.
Propiedades Arduino Nano

Microcontrolador	ATmega328
Tensión de Operación (nivel lógico)	5 V
Tensión de Entrada (recomendado)	7-12 V
Tensión de Entrada (límites)	6-20 V
Pines E/S Digitales	14 (de los cuales 6 proveen de salida PWM)
Entradas Analógicas	8
Corriente máx. por cada PIN de E/S	40 Ma

Memoria Flash	16 KB (ATmega168) o 32 KB (ATmega328) de los cuales 2KB son usados por el bootloader
SRAM	2 KB (ATmega328)
EEPROM	512 bytes (ATmega168) o 1 KB (ATmega328)
Frecuencia de reloj	16 MHz
Dimensiones	18,5mm x 43.2mm

Fuente: (Arduino, s.f.)

3.7.2. Selección de sensores

Los tipos de sensores que se requieren para esta aplicación son de tipo EMG (electromiográficos) que leen la actividad del músculo humano, estas señales son generadas por el intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares debido a una contracción muscular, básicamente registra y analiza la actividad eléctrica generada en el músculo a través del uso de electrodos, la amplitud de los sensores EMG varía desde los μV hasta un bajo rango de mV. Dichos sensores se ajustan a la propuesta del proyecto ya que se requiere que la activación de los músculos neumáticos sea de manera autónoma.

Existen diferentes tipos de sensores EMG, en cuanto a marcas o enfocados a ciertas tarjetas de control como Arduino, las cuales captan señales producidas por el músculo al contraerse. Mientras más fuerte sea la contracción, mayor voltaje se envía al sensor. Luego, el sensor rectifica esta señal para poder ser leída fácilmente por un microcontrolador

El proyecto hace uso de músculos neumático para el movimiento de codo y hombro, dichos músculos neumáticos al momento de ser activados se contraen con la cantidad de presión enviada por las válvulas proporcionales. Esta activación de las válvulas será mayor o menor dependiendo de la cantidad de voltaje captada por los sensores electromiográficos. A continuación, se presentan las características de sensores consideradas para el presente proyecto en la Tabla 46 y Tabla 47.

Tabla 46.
Propiedades Sensor Muscular Advancer Technologies V3

Sensor Muscular Advancer Technologies V3



Parámetro	Mínimo	Máximo
Voltaje de alimentación	$\pm 3.5V$	$\pm 18V$
Resistencia de ganancia	0.01 Ohm	100K Ohm
Voltaje se salida	0	+Vs

Fuente: (Advancer Technologies, 2014)

Tabla 47.
Propiedades Sensor electromiográfico MyoWare AT-04-001

Sensor Mieléctrico MyoWare



Parámetro	Mínimo	Máximo
Voltaje de alimentación	+2.9V	+5.7V
Resistencia de ganancia	0.01 Ohm	100K Ohm
Voltaje se salida	0	+Vs

Fuente: (Technologies, 2015)

El sensor elegido para el prototipo es el Muscle Sensor Myoware AT-04-001 de Advancer Technologies debido a su reducido tamaño, alta confiabilidad, fácil uso y mejor tecnología que su antecesor. Además, este sensor cuenta con una etapa de filtrado y rectificado de la señal.

Para que el sensor capte las señales de los músculos efectivamente se los debe colocar de la siguiente manera: el par de electrodos fijos en el sensor se los coloca encima del músculo con mayor contracción y el electrodo negro conectado mediante un cable hasta el sensor debe colocarse a la altura de un hueso cercano al músculo. En la Figura 38 se puede apreciar un ejemplo de la colocación del sensor.



Figura 38. Conexión sensor electromiográfico

Fuente: (Advancer Technologies, 2014)

3.7.3. Alimentación

Debido a que los elementos eléctricos deben ser ubicados en el espaldar a manera de mochila, es imperativo usar baterías para la alimentación del circuito. Para el circuito de potencia se necesita una corriente de 500mA. Por esto se ha decidido utilizar lipo-baterías las cuales son capaces de proporcionar el amperaje necesitado y cuentan con la ventaja de ser recargables. Las baterías adquiridas para las pruebas del prototipo son de 3 Ah.

El tiempo de vida de estas baterías varía dependiendo del consumo de corriente por hora de la batería y de la frecuencia con que se cambie y se activen los músculos neumáticos.

Para calcular el tiempo de vida de la batería antes de ser recargada, se asume que el usuario ha activado el sensor durante un minuto, por lo menos 12 veces en el transcurso de una hora, con lo que se deduce la ecuación 9.

$$\text{tiempo de activación por hora} = 12 * 1\text{min} = 12\text{min} \quad (\text{Ec. 9})$$

$$\text{amperaje consumido por hora} = \frac{12 \text{ min} * 5 \text{ A}}{60 \text{ min}} = 1 \text{ A}$$

$$\text{tiempo de vida de batería} = \frac{3 \text{ Ah}}{1 \text{ A}} = 3 \text{ horas}$$

De esta manera se tiene que el tiempo de uso aproximado del prototipo a máxima capacidad es de 3 horas.

3.7.4. Circuito eléctrico

El control eléctrico es proporcional debido al uso de válvulas proporcionales y el sensor muscular MyoWare analógico. En la Figura 39 se señalan las etapas que posee el control eléctrico del presente proyecto y en la Tabla 48 la descripción de cada etapa, adicionalmente se muestra el PCB del circuito en la Figura 35.

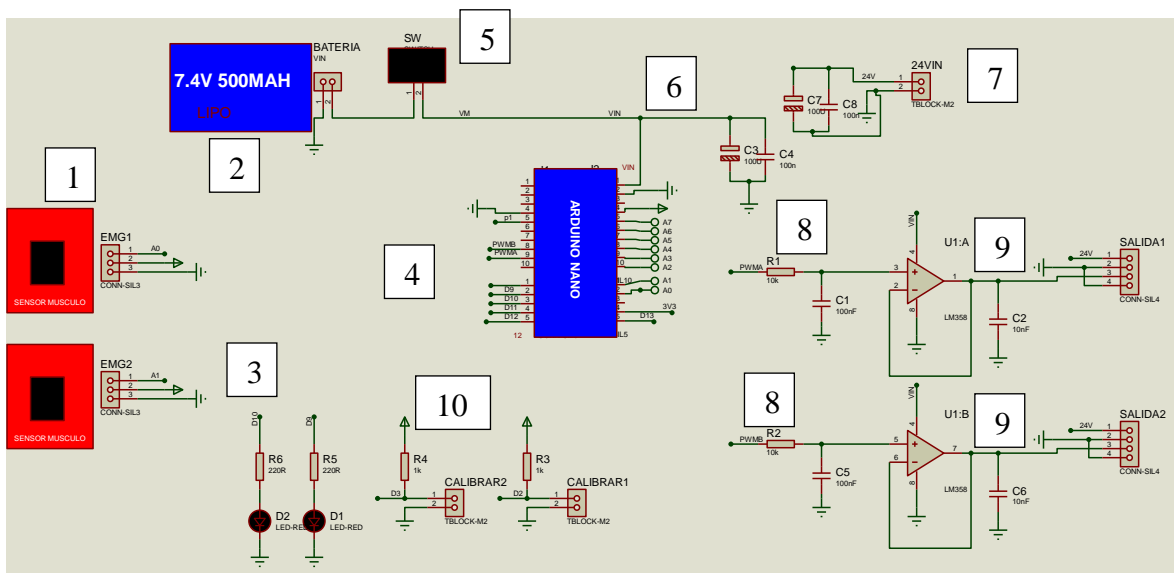
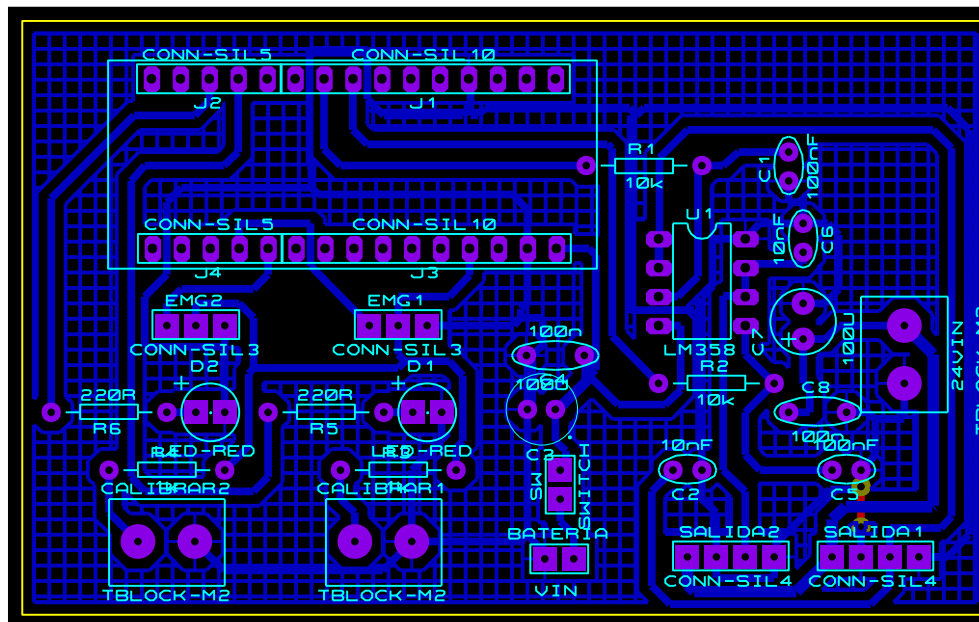


Figura 39. Circuito eléctrico de control

Tabla 48.*Etapas del circuito eléctrico de control*

Número	Nombre	Cantidad	Descripción
1	Sensor mioeléctrico	2	Envía la señal en voltaje de pulsos eléctricos musculares
2	Batería de 500 [mA] y 7.4 [V]	1	Alimentación eléctrica a todo el circuito
3	Indicadores	2	Permite visualizar al usuario la activación del circuito
4	Arduino nano	1	Tarjeta de control destinado a recolectar información y procesarla enviando señal PWM
5	Switch	1	Interruptor de encendido y apagado del circuito
6	Regulador de tensión	1	Circuito conformado de capacitor y resistencia en paralelo que evita ruido
7	Regulador de tensión en fuente	1	Evita picos de voltaje de la fuente, sirve como protección
8	Filtro pasa bajos	2	Circuito de capacitor y resistencia en serie que evita el ruido de la señal PWM
9	Amplificador inversor	no	Amplificador operacional de baja potencia para conversión de señal PWM a voltaje lineal de 5 [V]
10	Pulsadores	2	Activadores de calibración de los sensores al inicio del funcionamiento general del circuito

**Figura 40.** Diseño de PCB del circuito de control

3.8. Programación

La programación se la realizó en el programa Arduino, debido a la tarjeta de control seleccionada, a continuación, en la Figura 41 se observa el diagrama de Flujo general del programa para el presente proyecto, mientras que en la Figura 42, Figura 43 y Figura 44 se muestran los procesos del programa general.

Se inician las variables para el programa como son: sensor1, sensor2, out1, out2, acu1=0, salida1=0, salida2=0, vmax1=350 y vmin1=250. A continuación se pide la lectura de los sensores 1 y 2, los cuales al ser valores analógicos los puertos son A0 y A1, ya con los valores de las variables sensor1 y sensor2 se utiliza la función map() (Figura 42), la cual reemplaza valores iniciales por el rango que se desee, en este caso se reemplaza el voltaje mínimo por cero y el voltaje máximo por 255 para la facilidad de las próximas operaciones. En la Figura 43 y Figura 44 se muestran las operaciones que se deben realizar para la obtención de una salida de voltaje limpia y su envío de señal a los puertos PWM 6 y 9 del Arduino.

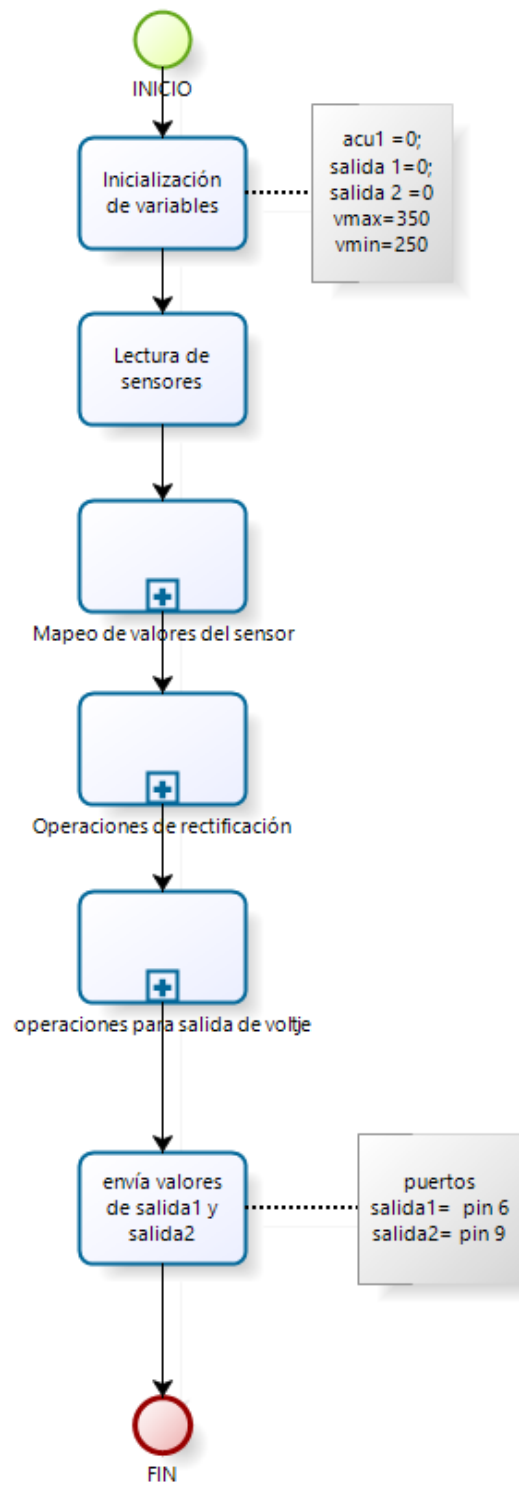


Figura 41. Diagrama de flujo general

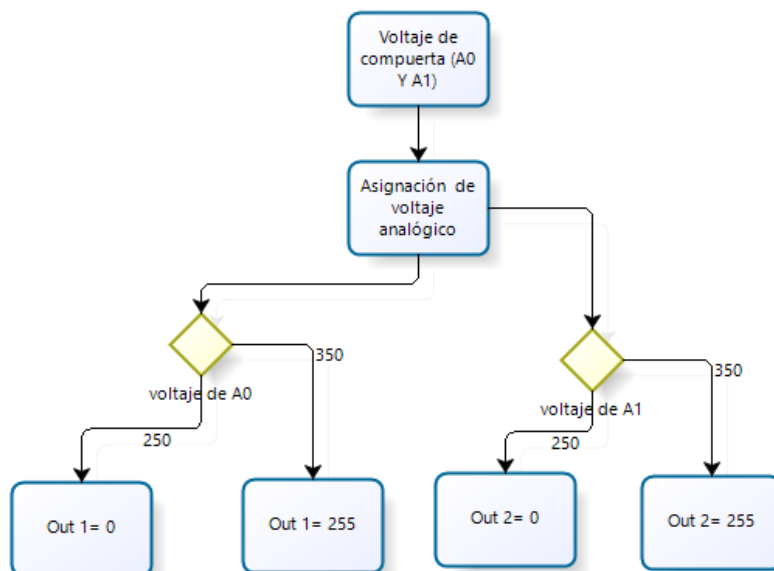


Figura 42. Mapeo de valores del sensor

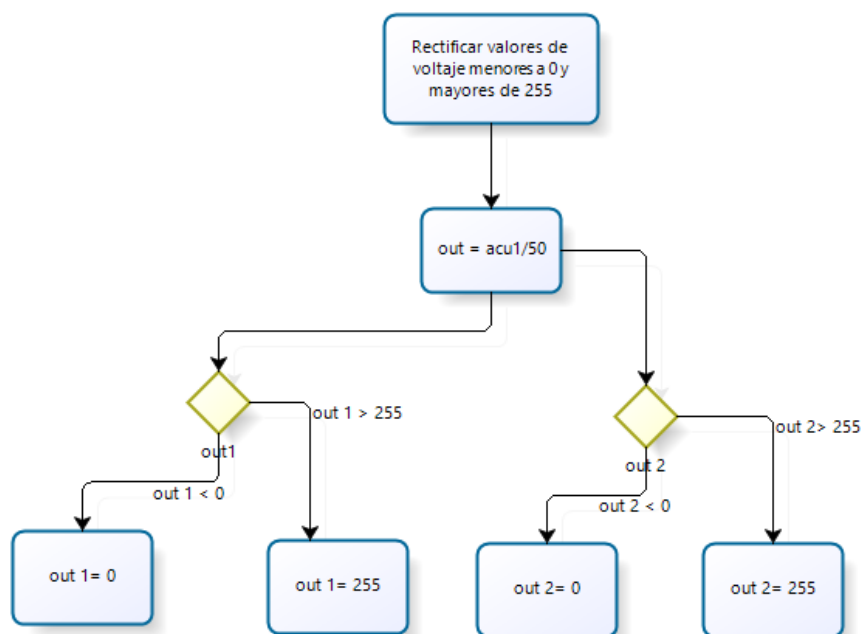


Figura 43. Operaciones de rectificación

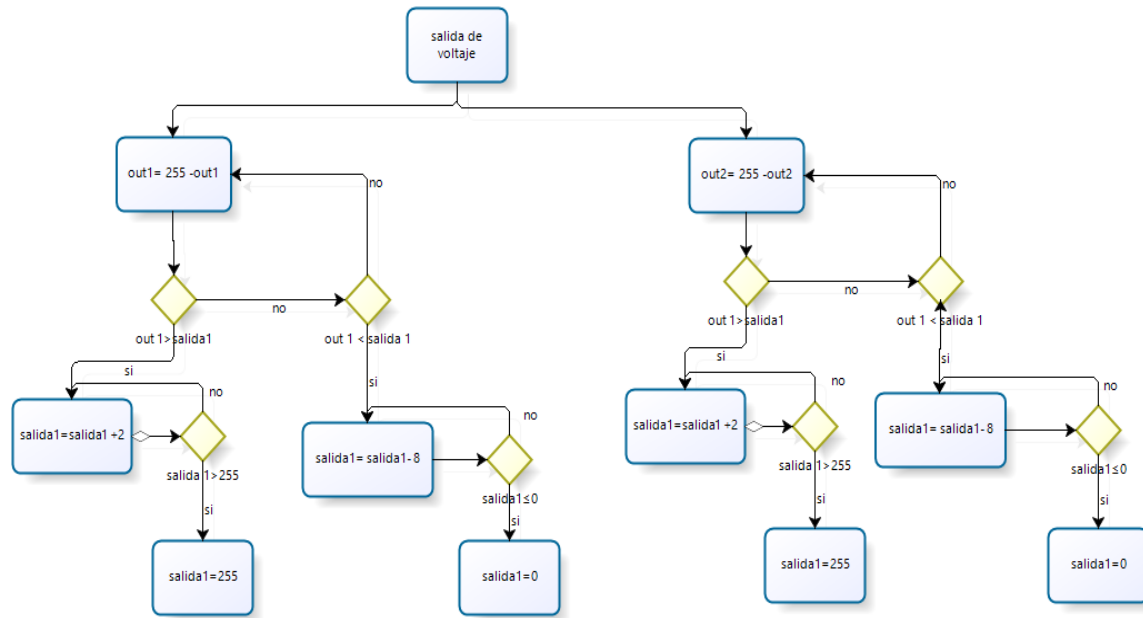


Figura 44. Operaciones para salida de voltaje

CAPÍTULO IV

IMPLEMENTACIÓN

4.1. Detalles de construcción

Al ser un prototipo de exoesqueleto, el dispositivo debe contar con las especificaciones mencionadas en los apartados anteriores.

La construcción se la realizó en dos etapas:

1. Construcción de exoesqueleto del brazo con músculos artificiales.
2. Construcción del espaldar con el equipo de control eléctrico y neumático

En la Figura 45 se muestra el explosionado de la estructura del brazo con el músculo McKibben y en la Tabla 49 se observa la cantidad de piezas a ser utilizadas para esta etapa.

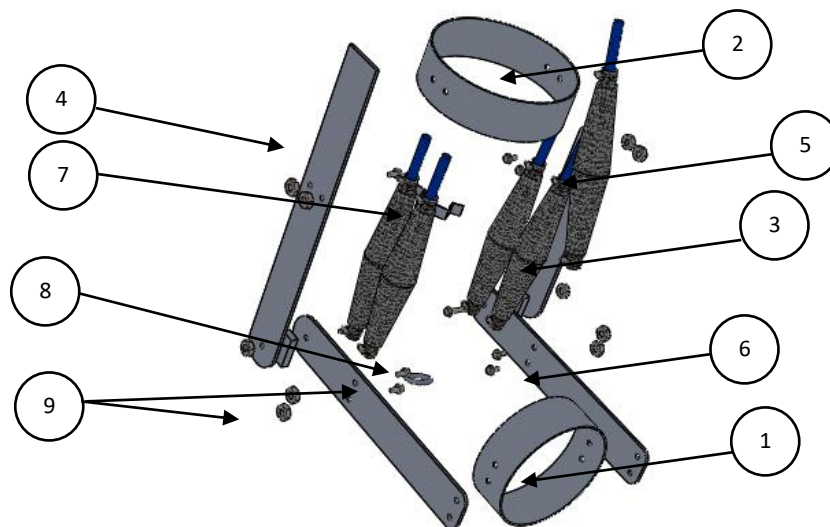


Figura 45. Explosionado de partes de la estructura

Tabla 49.*Número de partes de la estructura*

PIEZAS		
Número	Nombre	Cantidad
1	Agarre circular de brazo	1
2	Agarre circular de antebrazo	1
3	Placa hombro-codo interno	2
4	Placa hombro-codo externo	1
5	Músculo neumático hombro - biceps	5
6	Placa codo-mano	2
7	Plaquita de aluminio en C	3
8	Anillo de acero	4
9	Juego de perno y tuerca 3/16"	14

En la Figura 46 se muestra el explosionado de la estructura del espaldar y en la Tabla 50 se observa la cantidad de piezas a ser utilizadas para esta etapa.

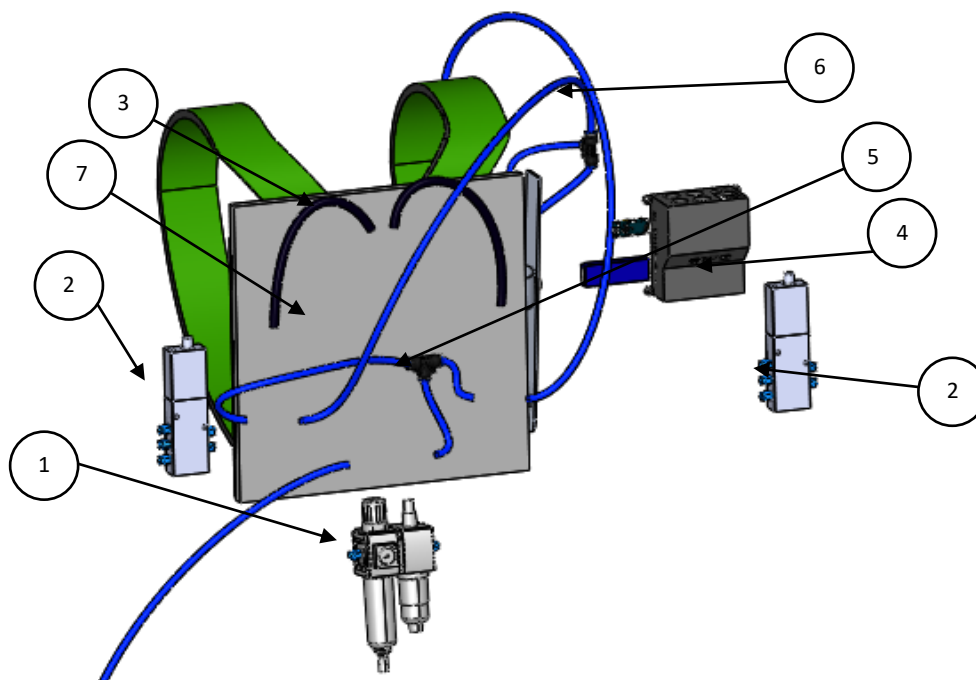
**Figura 46.** Explosionado de partes del espaldar

Tabla 50.*Numero de partes del espaldar*

PIEZAS		
Número	Nombre	Cantidad
1	Unidad de mantenimiento	1
2	Válvula proporcional	2
3	Cable conector	2
4	Caja de elementos eléctricos	1
5	Manguera neumática	5 [m]
6	Racor en T 3/8"	2
7	Placa de dura aluminio	36 x 36 x 1,5 [cm]

4.2. Construcción de exoesqueleto

El proceso de construcción inicia con la adquisición de los materiales seleccionados en el capítulo anterior. El brazo se lo construye con perfil de aluminio de 3mm espesor, las piezas serán cortadas con cierra circular.

Tanto las piezas para el brazo y antebrazo se obtienen mediante cortes lineales con las medidas antropomórficas mencionadas en las láminas del 1 al 5 (Anexo A); mientras que los agarres del brazo y antebrazo, debido a que son piezas circulares, se dieron forma con una dobladora manual.

Para la sujeción de los eslabones en codo y hombro se utilizó una combinación de perno, tuerca y arandelas, la cual permite la transmisión de movimiento por los actuadores. En las piezas circulares del agarre en brazo y antebrazo se ocupan grapas para la sujeción contra los eslabones como se muestra en la Figura 47.



Figura 47. Exoesqueleto de brazo y antebrazo

A continuación, se elabora el soporte con correas juntamente con el brazo para una sujeción más segura, como se observa en la Figura 48, de esta manera el usuario cuenta con un seguro ajustable evitando cualquier tipo de malestar al momento de levantar peso.



Figura 48. Soporte de correas

4.1.1 Construcción de los músculos artificiales

Para la construcción de los músculos artificiales se obtienen primero los materiales mostrados en la Tabla 27, que fueron previamente seleccionados cada componente de la que estará compuesta.

Se corta la manguera de Látex seleccionada en el apartado 3.2.2, con medida de 20,5cm, debido que se pierde longitud al ajustar los extremos, dejando un músculo artificial de 18 cm (Figura 49).



Figura 49. Manguera de LATEX

Seguidamente, ingresar la manguera cortada en la malla trenzada como se observa en la Figura 50; como recomendación envolver con cinta adhesiva en los extremos de la malla trenzada para que esta no se deshile al contacto con la manguera.



Figura 50. Ingreso de manguera LATEX en la malla trenzada

Una vez se tiene la pieza en conjunto, de manguera y malla, como una sola pieza colocar en uno de los extremos el tubo de aire de medida 8mm (Figura 51).



Figura 51. Ingreso de tubo de aire en la manguera de Látex

Ajustar el extremo mencionado conjuntamente con la manguera de Látex y la malla trenzada con ayuda de las abrazaderas de acero inoxidable de $\frac{1}{4}$ ''; se recomienda usar una llave en copa de medida 4 para el ajuste de la abrazadera como se observa en la Figura 52.

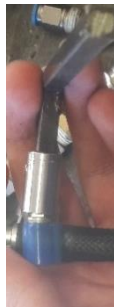


Figura 52. Ajuste de abrazadera inoxidable

El procedimiento para el otro extremo es similar a los pasos anteriores, con la diferencia que debe estar completamente sellado evitando fugas de aire, esto se lo realiza con la propia abrazadera de medida $\frac{1}{4}$ ', como se muestra en la Figura 53.



Figura 53. Ajuste del extremo sin salida de aire

En la Figura 54 se muestra el músculo artificial ya finalizado.



Figura 54. Músculo artificial

Realizar el mismo procedimiento para los 4 músculos artificiales con medida de 18cm las cuales serán colocados para el movimiento del bíceps derecho (Figura 55 a) y 1 músculo artificial con medida de 20cm el cual será colocado para el movimiento del hombro derecho (Figura 55 b).



a)

b)

Figura 55. a) Ubicación de músculos McKibben en bíceps, b) Ubicación de músculo McKibben para hombro

4.1.2 Instalación de músculos artificiales

La instalación de los músculos artificiales se los realiza en la estructura en aluminio, como se determinó en los apartados anteriores; 4 músculos artificiales de 18 [cm] son colocados en la sección del bíceps y 2 músculos artificiales de 20 [cm] en la sección del hombro.

Para colocar los músculos artificiales son necesarios elementos de sujeción como: Aros de 1'' y grillete de agarre 4[mm].

Los músculos artificiales son colocados de dos en dos, cada par es instalado en los costados de la estructura con ayuda del aro de 1'', evitando interrupciones en el movimiento flexión-extensión del codo, como se observa en la Figura 56. Cabe recordar que el extremo cerrado del músculo neumático está colocado a una distancia de 30 mm del eje codo, valor calculado en el apartado 3.5.5.



Figura 56. Par de músculos McKibben en aro de 1'' sobre el antebrazo

Para la sujeción de los músculos artificiales en el extremo superior se usa el aro de 1'' sujeta al agarre de aluminio, ya que estos extremos obligatoriamente deben permanecer inmóviles para lograr el movimiento de músculo, como se muestra en la Figura 57.



Figura 57. Ajuste superior de los músculos

Realizar estos pasos para la instalación en los dos costados de la estructura, ver Figura 58.



Figura 58. Músculos artificiales del bíceps derecho-instalados

Seguidamente, los músculos artificiales para el movimiento del hombro son colocados en el juego de correas que sostiene la estructura de aluminio, como se observa en la Figura 59.



Figura 59. Músculo del hombro ajustado a correas

4.1.3 Construcción de soporte de espaldar y hombro

El espaldar se lo realiza de duraluminio con espesor de 8mm, estas piezas se las corta a la medida con ayuda de una cierra circular y corrigiendo con la operación de refrentado en el torno, como se muestra en la Figura 60.



Figura 60. Corrección de duraluminio en torno

La construcción del soporte a manera de maleta será únicamente para el espaldar, el cual parte de las dimensiones requeridas por la estructura y con las medidas antropomórficas del usuario, como se muestra en la Figura 61. Adicionalmente, cuenta con una faja de seguridad de apoyo lumbar, evitando problemas en esta zona (ver Figura 62).



Figura 61. Soporte para el espaldar



Figura 62. Faja de seguridad

Finalizado la construcción del soporte, se procede a la implementación de los elementos eléctricos, válvulas y de control en la parte del espaldar, como se muestra en la Figura 63.



Figura 63. Sujeción de elementos neumáticos en el espaldar

4.3. Construcción de circuito de disparo

Para el circuito de disparo PWM se inicia con el diseño mostrado en la Figura 40, en donde se muestra el circuito en PCB listo para proceder a su impresión y posterior traslado a la placa de cobre como se muestra en la Figura 64.

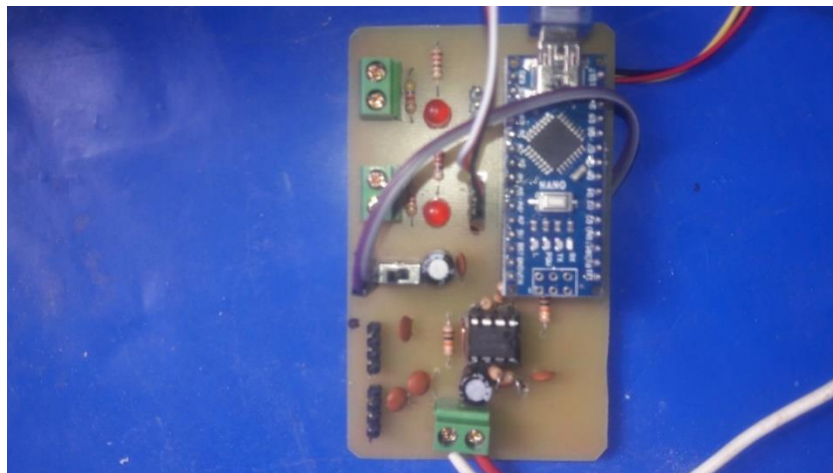


Figura 64. Circuito finalizado

En el circuito ya en funcionamiento se muestran dos leds de color rojo encendidos que indican la conexión de las válvulas correspondientes y el propio led del Arduino al momento de ser alimentado como se muestra en la Figura 65.

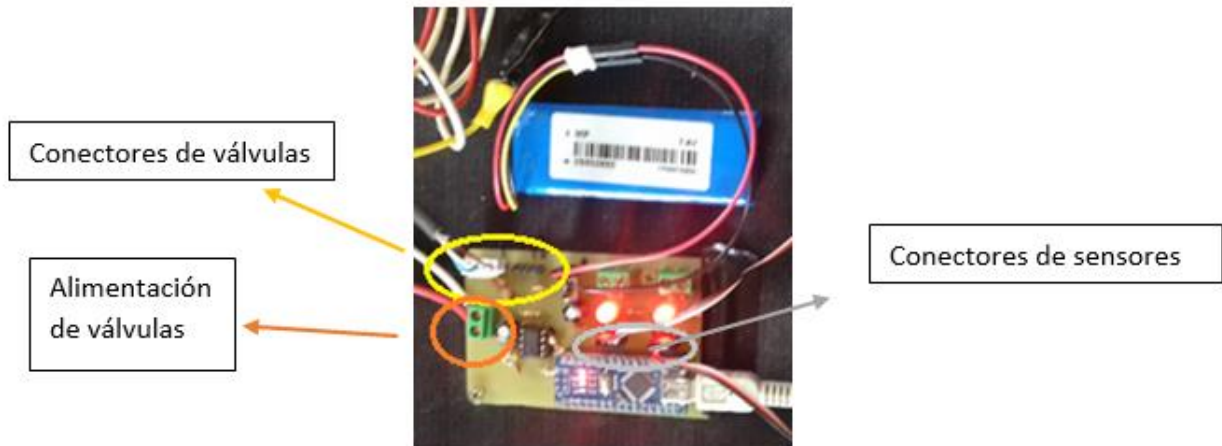


Figura 65. Conectores de alimentación

4.4. Implementación de control proporcional neumático con exoesqueleto

La conexión entre estos dos sistemas es por medio de la manguera de aire seleccionado en la sección 3.2.5. el grupo de los músculos neumáticos del bíceps son conectados a la salida de una de las válvulas proporcionales y el músculo del hombro conectado a la salida de la otra válvula proporcional, por este método es factible separar el espaldar de la estructura del brazo, su conexión se muestra en la sección 3.6.2.

En la Figura 66 se muestra la conexión en las válvulas proporcionales, su alimentación parte del abastecimiento regulado por la unidad de mantenimiento.



Figura 66. Conexión en válvula proporcional

Siguiendo con el circuito de la sección 3.6.2. se conectan los músculos neumáticos como se muestra en la Figura 67.

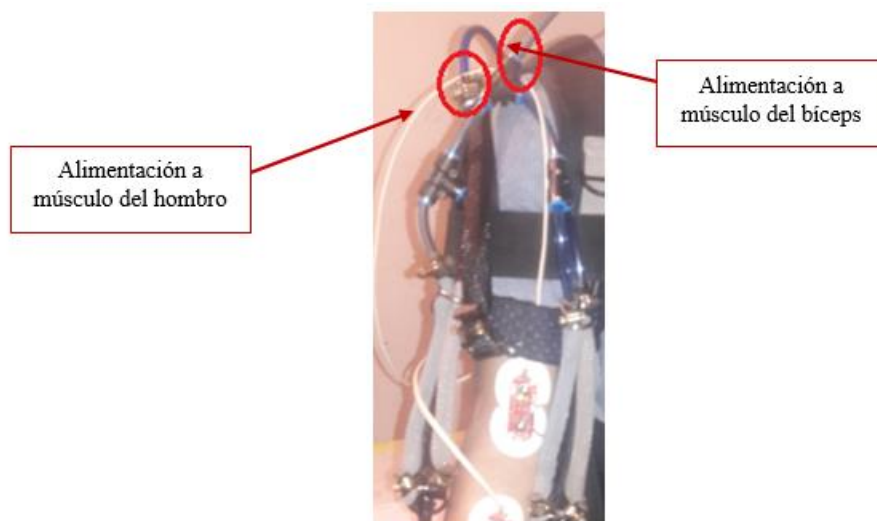


Figura 67. Conexión a músculos neumáticos

De la manera en cómo se alimenta todo el circuito neumático parte del compresor de aire seleccionado en la sección 3.6. como se muestra en la Figura 68.

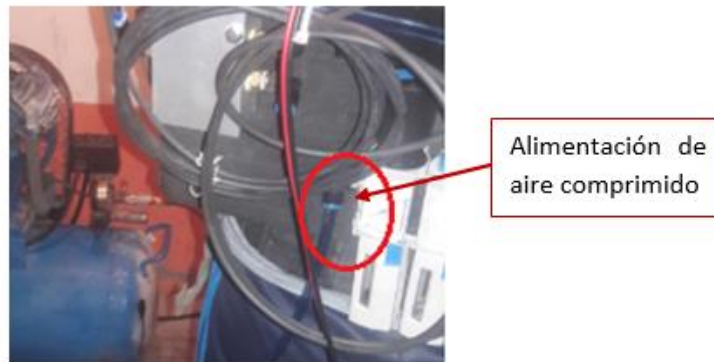


Figura 68. Conexión a la unidad de mantenimiento

CAPÍTULO V

ANÁLISIS Y RESULTADOS

En este capítulo se presentan las pruebas realizadas en el prototipo y un análisis de sus resultados, colocando énfasis en el músculo bíceps, ya que este levanta la mayor cantidad de peso, mientras que el músculo del hombro ayuda a que el antebrazo alcance una posición de 90 a 120 grados. También, se valida la hipótesis planteada para la elaboración del proyecto mediante métodos estadísticos.

5.1. Pruebas experimentales

Para comprobar el adecuado funcionamiento del exoesqueleto y verificar el cumplimiento de los requerimientos de diseño, se realizan pruebas de levantamiento de la carga. Se incrementa el peso en un kilogramo paulatinamente en el exoesqueleto con el operario y sin el operario.

Consideraciones:

- Se requiere obtener datos del ángulo al que llega la estructura con cierto peso.
- La presión máxima con la que se trabaja es de 5 bar, presión calculada por la vejiga elastómera en la sección 3.2.2.
- Análisis realizado con la estructura completa, utilizando tanto los músculos del bíceps como del hombro.
- No se considera el tiempo de reacción de los músculos neumáticos por el hecho de ser una acción casi inmediata, gracias al sensor mioeléctrico.

- Recordar que para el presente proyecto se instaura el número de repeticiones a 12, por ende, la carga máxima a levantar es el 60% de 50 [lb] (22.6796 kg) dando una carga de 30 [lb] (13.6078 kg) para un trabajo repetitivo (Sección 3.5.3.), durante una hora.
- La carga máxima que un operador puede levantar es de 11,3398 [kg] con un solo brazo, esto en el caso de un solo levantamiento brusco, en el caso de ser el desempeño repetitivo, por la pirámide de fuerza el levantamiento de peso es el 60% de este (ver sección 2.6.1), por lo tanto, el operario sin ayuda debe levantar un peso de 6.8004 [kg] de manera repetitiva.

PRUEBA DE LEVANTAMIENTO DE CARGA CON OPERARIO

En la figura 69 se identifica los ángulos iniciales para el trabajo del exoesqueleto y en la tabla 51 se observan los datos entregados por el multiplicador de fuerza en ejecución conjunta con el operador, colocando progresivamente pesos de 1 kg observamos el ángulo final que puede alcanzar la estructura, en el Anexo B1 se observa el ángulo final de la estructura sin peso y en el Anexo B2 se muestra el ángulo final de la estructura con peso de 14 kg.

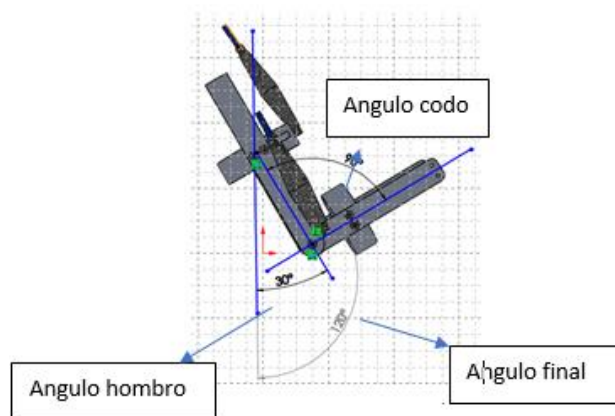


Figura 69. Espacio de trabajo del exoesqueleto

Tabla 51.*Ángulos finales del exoesqueleto con operador variando pesos*

Peso [kg]	Ángulo Codo	Ángulo Hombro	Ángulo final
0	90°	30°	120°
1	87°	25.3°	112.3°
2	84.9°	25°	109.9°
3	81°	21.2°	102.2°
4	80°	21.4°	101.4°
5	79°	21.1°	100.1°
6	76.5°	11.5°	88°
7	72.4°	10.4°	82.8°
8	61.9°	7.9°	69.8°
9	60.3°	6.3°	66.6°
10	57.25°	5.25°	62.5°
11	49.1°	3.1°	52.2°
12	48.5°	1.5°	50°
13	45.3°	0°	45.3°
14	40°	0°	40°

Se entiende que la posición final depende de la carga a ser levantada llegando aproximadamente a 90° con un peso de 6[kg] sin ningún problema. A partir de esta carga comienza a decaer la posición final del antebrazo y, por ser el músculo del hombro un elemento de soporte para lograr un mayor ángulo final del antebrazo decae en su función a los 12 [kg] reduciendo drásticamente el ángulo final alcanzado.

PRUEBA DE LEVANTAMIENTO DE CARGA SIN OPERARIO

En la tabla 52 se presentan las pruebas realizadas sin el operario, variando el peso de kilogramo en kilogramo paulatinamente, en el Anexo C1 se observa el ángulo final de la estructura al levantar 1kg mientras que en el Anexo C2 se muestra el ángulo final de la estructura con peso de 10kg.

Tabla 52.*Ángulos finales del exoesqueleto sin operador variando pesos*

Peso [kg]	Ángulo Codo	Angulo Hombro	Ángulo final
0	90°	30°	120°
1	70°	28.4°	98.4°
2	61.3°	26.2°	87.5°
3	52.7°	23°	75.7°
4	47.3°	20.9°	68.2
5	42°	18.3°	60.3°
6	39.8°	13.7°	53.5°
7	32°	10°	42°
8	31°	8.2°	39.2°
9	27.2°	5°	32.2
10	23.2°	2.4°	25.6°

Los datos de las Tablas 51 y 52, muestran que, a mayor carga menor es el ángulo de levantamiento alcanzado, considerando que 49.89° es el ángulo mínimo para levantar un objeto (ver Figura 3) con lo cual tomamos como aceptable hasta 50°, se entiende que, por el momento la multiplicación de fuerza es efectiva. En la tabla 51 se observa que con ayuda del exoesqueleto se logra levantar un peso de 14 kg con un solo brazo de manera repetitiva, mientras que en la en la tabla 51, se presenta las pruebas realizadas sin el operario, variando el peso de kilogramo en kilogramo paulatinamente, en el anexo C1 se observa el ángulo final de la estructura al levantar 1 kg mientras que el anexo C2 se muestra el ángulo final de la estructura con el peso de 10 kg.

Sin el operario obviamente la carga a levantar es menor llegando a 10 kg. Para el cálculo de la eficacia del multiplicador de fuerza se utiliza la ecuación 10, dada por Olivera (Olivera, 2017) tomando en cuenta el número de pruebas con operario y sin operario.

$$\%Eficacia = \frac{\text{Resultado alcanzado} \times 100\%}{\text{Resultado previsto}} \quad (\text{Ec. 10})$$

Eficacia del multiplicador de fuerza con operario

$$Eficacia \text{ con operario} = \frac{12 \times 100\%}{14}$$

$$Eficacia \text{ con operario} = 87.71\%$$

Eficacia del multiplicador de fuerza sin operario

$$Eficacia \text{ sin operario} = \frac{6 \times 100\%}{10}$$

$$Eficacia \text{ sin operario} = 60\%$$

Con los porcentajes de eficacia obtenidos se puede concluir que el multiplicador de fuerza tiene mejor desempeño trabajando con el operario, mientras que sin el operario el desempeño es relativamente menor.

5.2. Verificación de la hipótesis

Hipótesis: ¿Es factible la utilización de la tecnología de robótica blanda en la implementación de exoesqueletos para miembro superior con un factor de multiplicación de fuerza en un rango de 1,2 a 2?

Para determinar la fiabilidad del sistema es necesario utilizar el método estadístico T-Student, con el cual se pretende comprobar si el multiplicador de fuerza usando robótica blanda ayuda al operario a levantar cargas repetitivamente o al transporte de estas dentro de este rango.

Para la validación de la hipótesis nula o alternativas, se usarán las condiciones, descritas en la Tabla 53.

Tabla 53.*Condiciones para la aceptación de las hipótesis alternativas*

Hipótesis alternativas	Condición de validación
$\mu > \mu_0$	$T > t_\alpha$
$\mu < \mu_0$	$T < -t_\alpha$
$\mu \neq \mu_0$	$T < -t_{\alpha/2} \text{ o } T > t_{\alpha/2}$

Fuente: (Sánchez, 2015)

Donde,


T: Es el valor de distribución calculada

t_α : Es el valor de distribución obtenido

Para la validación de la hipótesis se consideró que el exoesqueleto multiplicador de fuerza debe levantar peso con un factor de multiplicación en rango de 1.2 a 2, en la Tabla 54 se muestra los pesos con diferentes factores de multiplicación de fuerza, colocando como peso inicial el valor de 6,084 kg y observando los resultados del peso a ser alcanzados con el multiplicador de fuerza, datos necesarios para su posterior verificación de hipótesis:

Tabla 54.*Cargas con factor de multiplicación*

Peso inicial	Factor de multiplicación	Peso final para levantar con exoesqueleto
6.084 [kg]	1.2	7.3 [kg]
6.084 [kg]	1.3	7.91 [kg]
6.084 [kg]	1.4	8.52[kg]
6.084 [kg]	1.5	9.13 [kg]
6.084 [kg]	1.6	9.73[kg]
6.084 [kg]	1.7	10.3 [kg]
6.084 [kg]	1.8	10.9 [kg]

CONTINÚA 

6.084 [kg]	1.9	11.55 [kg]
6.084 [kg]	2	12.17 [kg]

Se plantea la siguiente hipótesis nula y alternativa respectivamente:

H0: El exoesqueleto multiplicador de fuerza alcanza un ángulo final de 50° con factores de multiplicación de fuerza entre 1.2 a 2

$$\mu_0 = 50^\circ$$

H1: El exoesqueleto multiplicador de fuerza alcanza un ángulo final mayor de 50° con factores de multiplicación de fuerza entre 1.2 a 2

$$\mu_0 > 50^\circ$$

La validación inicia tomando como referencia los valores de la Tabla 51, en las cuales se determina el peso medio a levantar considerando una confiabilidad del 90%.

Para obtener el valor de la distribución de T-Student se utilizó la Ecuación 11 dado por Gosset (Sánchez, 2015). Siendo esta ecuación utilizada para tamaños de muestra menores a 30 y donde es posible calcular la media y la desviación estándar a partir de dicha muestra.

$$T = \frac{\bar{X} - \mu_0}{\frac{S}{\sqrt{n}}} \quad (\text{Ec.11})$$

Donde:

\bar{X} = media muestral

μ_0 = Valor objetivo

S = Desviación estándar

n = Número de muestras

Para obtener el valor de la desviación estándar se usa la Ecuación 12. La ecuación muestra la dispersión más común, es decir, indica que tan dispersos están los datos con respecto a la media.

$$S = \sqrt{\frac{\sum(x - \bar{x})^2}{n - 1}} \quad (\text{Ec. 12})$$

La media muestral de los valores angulares totales alcanzados es de 77.36 con un total de 14 muestras, reemplazando estos valores en la Ecuación 12 se obtiene:

$$S = 25,28$$

Reemplazando los datos en la Ecuación 11 se obtiene el valor de la distribución T de Student.

$$T = 4,05$$

Para determinar el valor de t_α se utilizan los grados de libertad, los cuales son el número de muestras menos uno ($V=14-1=13$) y el nivel de confiabilidad menos uno ($1- 0.9 = 0.1$), estos valores se los ubica en la tabla de distribución del T-Student mostrada en el Anexo D se obtiene

$$t_\alpha = 1,3502$$

$$T > t_\alpha$$

$$4,05 > 1.3502$$

Por lo tanto, se acepta la hipótesis alternativa, es decir que el exoesqueleto multiplicador de fuerza es fiable para el levantamiento de cargas de hasta 12 [kg] con el operador y 6 [kg] sin el operador llegando a una posición final mayor a 50° en los dos casos.

5.3. Alcances y limitaciones

De acuerdo con las pruebas realizadas, se presenta una lista de los alcances del presente proyecto y sus limitantes descritas a continuación.

La investigación inicial referente a robótica blanda permitió constatar que existe información limitada al respecto debido al poco desarrollo en el área de exoesqueletos, lo cual limita, la construcción de estos, por lo que se analizaron alternativas viables para este proyecto, en base al conocimiento teórico disponible.

En lo referente al exoesqueleto, el contener diferentes elementos en una sola estructura, su colocación requiere más tiempo debido a las diferentes conexiones que deben ser preparadas previo a su utilización.

La colocación de los sensores musculares es un factor clave, ya que dependen de su ubicación para que estos capten una señal adecuada del músculo humano, el espacio para su ubicación se ve limitado por las dimensiones de la estructura y su diseño.

El ángulo final máximo alcanzado por el antebrazo es de 40° , levantando un peso de 14 kg, este posicionamiento es debido a que se sacrifica distancia de palanca para cumplir con los 90° iniciales en el antebrazo. Esta es una gran limitante ya que si se desea levantar más de 90° , desde un inicio el músculo neumático choca con la estructura mecánica y con los sensores mioeléctricos, afectándolos por su contracción.

El ángulo máximo que alcanza el músculo neumático del hombro es de 30° por el limitado espacio en el brazo. Si se desea colocar más músculos neumáticos se requiere de una estructura externa perdiendo completamente su ergonomía.

El peso de la estructura del brazo es de apenas 0.5 kg, mientras que el espaldar, debido a los componentes neumáticos, pesa más de 3 kg. Se requiere tecnología más liviana en las válvulas proporcionales pero que aporten las mismas características, para disminuir su peso.

5.4. Comparación con exoesqueleto de robótica rígida

A continuación, se realiza una Comparación con el exoesqueleto robótico multiplicador de fuerza para extremidad superior, desarrollado en la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE sede Latacunga, realizado por Lamingo y Loor (2018).

Tabla 55.

Comparación de multiplicadores de fuerza

MULTIPLICADORES DE FUERZA DE EXTREMIDAD SUPERIOR DERECHA		
Característica	Robótica Blanda	Robótica Rígida (Lamingo y loor, 2018)
Peso de la estructura del brazo	0.2 kg	4 kg
Torque codo	53,32 [N.m]	33.22 [N.m]
Torque hombro	57,84 [N.m]	73 [N.m]
Control de movimientos	Presenta autonomía generado por los sensores musculares	Mando mecánico por joystick
Configuraciones previas	Calibración de sensores musculares	Servocontroladora ESCON 50/5
Tarjeta de adquisición de datos	Tarjeta Arduino nano	Tarjeta Arduino uno
Tiempo de reacción máxima	Reacción casi inmediata	Promedio de reacción máxima igual a 3.3 seg
Rango de movimiento	Flexión codo = 90° Flexión hombro = 30°	Flexión codo = 120° Flexión hombro = 100°
Prueba de carga sin usuario	Carga máxima = 10 kg	Carga máxima 12 kg

Como se puede observar en la Tabla 55, existen variaciones causadas por la tecnología utilizada:

- En el caso de la robótica rígida, el exoesqueleto pesa mucho más debido a la utilización de motorreductores y por ende el material de la estructura debe ser más robusta.
- La creación de músculos neumáticos no conlleva demasiado tiempo en su construcción, pero si en la obtención de los materiales de los que están compuestos, limitando la creación o el desarrollo de esta tecnología.
- El torque generado por el codo con ayuda de la robótica blanda llega a ser mayor que la robótica rígida debido a que en esta última no puede modificar la fuerza con la que se desea levantar el peso, a comparación del uso de músculos neumáticos en que de ser necesario se aumentará la presión para llegar a la posición deseada.
- En caso del torque generado por el hombro, existe ventaja en el exoesqueleto de robótica rígida ya que su finalidad es levantarse hasta los 90°, a diferencia del exoesqueleto de robótica blanda en que es usada la movilidad del hombro para que el antebrazo alcance posiciones finales más amplias.
- En el presente proyecto se planteó que la ejecución de los movimientos sea de manera autónomo a comparación del proyecto predecesor que ejecuta los movimientos mecánicamente con un joystick lo que brinda mayor comodidad y autonomía al operario.
- Es necesario una configuración previa tanto para el exoesqueleto de robótica rígida como para el exoesqueleto de robótica blanda, siendo en el caso de este último la calibración de los sensores musculares que se realiza de manera rápida y sin requerir que el operador tenga conocimientos técnicos.
- En los dos multiplicadores de fuerza se utiliza una tarjeta de control de la misma línea en Arduino, por el hecho de ser más accesible, con la diferencia de que ser el Arduino uno,

usado en el exoesqueleto de robótica rígida, es de mayor tamaño y que cuenta con un mayor número de entradas/salidas analógicas.

- El tiempo de reacción en el multiplicador de fuerza con robótica blanda es casi inmediata siendo difícil de ser medida ya que los músculos neumáticos actúan al mismo tiempo que el sensor mioeléctrico envía una señal.
- En el caso de la robótica blanda los músculos neumáticos no cuentan con una precisión en sus movimientos si se quiere llegar al mismo punto con cargas diferentes.

5.5. Trabajos futuros

Realizar la implementación de un exoesqueleto como producto final para los miembros inferiores y superior izquierdo, ya sea de forma independiente o en conjunto con el fin de aumentar la aplicación ya a nivel industrial, que es el área en donde existe mayor beneficio al reducir el esfuerzo muscular de personas en el ámbito laboral y permitiendo así la reducción de lesiones o desgarres musculares.

Buscar una mejora en el diseño e implementación de nuevos materiales que sean resistentes y ligeros con el fin de reducir peso del exoesqueleto, y que se ajuste a la anatomía de los usuarios con la ampliación de configuraciones pertinentes.

Tratar de desarrollar un control mediante ondas cerebrales que permita realizar una activación del sistema y mecanismos.

Para el aumento de autonomía del exoesqueleto es necesario buscar nuevas alternativas que con esto permitan aumentar el uso prolongado del exoesqueleto a la hora de utilizar en ciertas

actividades que demanden mucho tiempo de uso, tomando en cuenta que esto variaría de acuerdo a la aplicación que se le esté dando.

5.5.1. Distribución de los músculos artificiales en el exoesqueleto según su configuración

Sería conveniente colocar diferentes configuraciones del músculo neumático para un mejor rendimiento, aprovechando el estudio de factibilidad de creación del multiplicador de fuerza con músculos artificiales. Debido al gran costo que requieren estas adaptaciones no se las ejecutó en el presente proyecto, aun así, a continuación, se presenta un ejemplo de cómo se podría mejorar el prototipo.

La ventaja de utilizar las configuraciones en una sola estructura permite una mejor comprensión de esta tecnología obteniendo nuevos datos y la funcionalidad que permiten estos al estar en mutua cooperación.

Se tiene que tomar en cuenta las siguientes características:

Configuración de PAM esquelético o simple: su contracción es lineal, en este caso como el prototipo ejerce una fuerza dependiente a la carga que se requiera levantar, el peso va a ser constante en este transcurso de tiempo. (Frank Daerden D. L., 2015)

Por lo tanto, al ser el peso constante y la presión se incrementa paulatinamente desde un valor cercano a cero, se tiene que al ser la presión igual a cero el volumen interno de la vejiga es mínima V_{min} y su longitud máxima l_{max} . En el caso de aumentar la presión se genera una presión P_1 generando el efecto de que se hinche la vejiga y como consecuencia se produce una tracción al peso que soporta, dando lugar a cierta presión V_1 y cierta longitud reducida l_1 . Al continuar paulatinamente con un aumento de presión llegaremos a una presión máxima P_2 el cual

como consecuencia genera un volumen máximo que permite la vejiga V_2 , también una longitud máxima contraída del músculo l_2 como se muestra en la Figura 70.

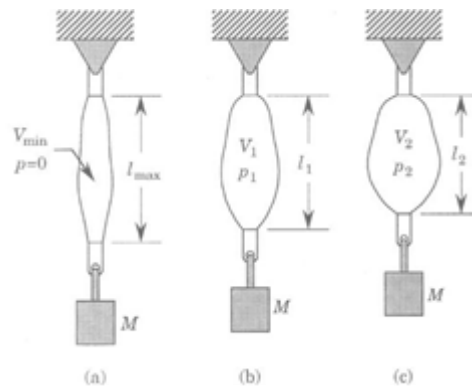


Figura 70. Actividad del músculo neumático a carga constante
Fuente: Frank Daerden (2015)

Configuración de antagonista puesta a punto: se necesitan de dos músculos para ser acoplados con el fin de generar un movimiento bidireccional. Al mover uno de los músculos el otro funciona a manera de freno para mantener la carga en su posición deseada. La configuración de antagonista puede ser utilizado para generar movimientos lineales y rotacionales como se muestran en la Figura 1.

Para este tipo de configuración se requiere de más espacio y de un mecanismo de polea para el levantamiento de carga. (Frank Daerden D. L., 2015)

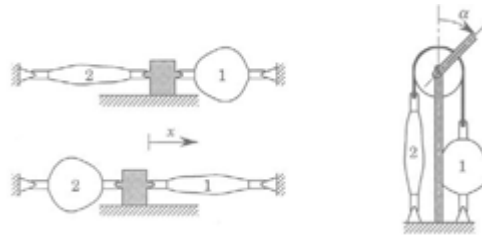


Figura 71. Configuración antagonista de un músculo artificial neumático

Fuente: Frank Daerden (2015)

En la sección del bíceps se encuentran ubicados 4 PAM simples que permiten el levantamiento lineal y completo de la carga, siendo estos músculos los más importantes para cumplir con el objetivo del levantamiento de carga máxima con un incremento de fuerza en factor de 1.2 a 2. La aplicación de la fuerza es directa a la unión del antebrazo.

En la sección del hombro se encuentra ubicado una configuración PAM antagonista con lo cual se permite el levantamiento del hombro a una posición requerida por medio de un mecanismo de polea, el movimiento en este caso será radial. La aplicación de la fuerza permite el movimiento completo del brazo.


En la sección del antebrazo se puede encontrar un PAM simple para lograr mantener la posición de la muñeca evitando cualquier lesión del operario, el movimiento en este caso se da aplicando la fuerza del musculo artificial directamente a la protección a manera de guante en la mano, generando una fuerza de ayuda mas no de levantamiento de la carga.

5.6. Análisis económico del proyecto

En la Tabla 56 se puede observar los detalles de los gastos generales realizados en el transcurso de la elaboración del exoesqueleto multiplicador de fuerza.

Tabla 56.
Análisis económico de los materiales utilizados

Cantidad	Detalle	Valor Unitario \$	Valor Total \$
Materiales de ensamble general			
1	Placa de aluminio 3mm x 4cm	40.00	40.00
1	Plancha de duraluminio	30.00	30.00
14	Juego de perno y tuerca 3/16	0.40	5.60
3	Aros ¾" de acero inoxidable	2.00	6.00
10 [m]	Malla TechFlex	3.50	35.00
4 [m]	Manguera Latex	10.00	40.00
10	Racor 3/8"	3.00	30.00
5 [m]	Manguera de aire	12.00	60.00
1	Maleta	10.00	10.00
1 [m]	Velcro 2cm	1.75	1.75
2 [m]	Tela de tapicería azul con negro	5.00	10.00
3 [m]	Tela de tapicería gruesa color negro	9.00	18.00
2	Cinturón de seguridad	10.00	20.00
Subtotal			\$ 306.35
Material eléctrico, electrónico y neumático			
2	Cable de válvula proporcional	25.00	50.00
2	Válvula proporcional	800.00	1600.00
1	Unidad de mantenimiento	120.00	120.00
3	Racor en T 3/8"	4.00	12.00
1	Racor de unión de acero	12.00	12.00
7	Racor en L 3/8"	3.00	21.00
1	Interruptor grande	2.80	2.80
2	Jack Banana	0.20	0.40
4	Conector partidor (par)	4.00	16.00

CONTINÚA 

2 [m]	Cable teléfono	0.35	0.70
6	Tornillos con tuerca	0.12	1.00
1	Arduino nano	9.50	9.50
3	Borneras	0.28	0.84
10	Resistencias	0.04	0.40
6	Capacitores cerámicos	0.10	60.00
2	Capacitores 100uf	0.10	0.20
1	LM358	0.72	0.72
1	Regleta macho	0.50	0.50
1	Regleta hembra	0.50	0.50
2	Leds	0.10	0.20
1	Interruptor	0.35	0.35
1	Bateria Lipo	18.50	18.50
2	Sesores Myoware	76.00	152.00
1	Fuente 24 [V]	26.00	26.00
1	Paquete de Electrodo	12.00	12.00
1	Compresor de aire	300.00	300.00
Subtotal			\$ 2417.61
TOTAL			\$ 2723.96

El valor total para la implementación de este proyecto es de \$2723.96 dólares recopilando todos los materiales utilizados en la construcción de este, el cual llega a ser costoso para su producción, no se puede realizar una comparación precisa con otros multiplicadores de fuerza con robótica blanda ya que estos se encuentran en investigación y desarrollo. Con el valor mostrado llega a ser un poco más costoso que utilizar robótica rígida debido a la limitante generada por el atraso tecnológico, con referencia a la adquisición de las válvulas proporcionales.

CAPÍTULO VI

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1. Conclusiones

Se investigó los tipos de mecanismos usados en multiplicadores de fuerza seleccionando para este proyecto un mecanismo sencillo de eje y palanca, debido a la facilidad de colocar los músculos neumáticos, haciéndolo más compacto y ergonómico al momento de ser usado el multiplicador de fuerza como tal.

Se estudió los diferentes usos de la robótica blanda para la multiplicación de fuerza, dicha tecnología se encuentra en continua investigación, para el presente proyecto se selecciona los músculos artificiales de acción neumática debida a las características como: gran fuerza que puede generar a pocas presiones, bajo peso, facilidad de construcción y mantenimiento.

Se diseñó la estructura mecánica siguiendo medidas antropomórficas normalizadas por el estudio realizado en la USFQ, donde manifiesta las medidas de cada extremidad para personas con dimensiones pertenecientes al percentil 5. Medidas que se asemejan al sector poblacional donde se realiza el proyecto.

La ubicación de los sensores mioeléctricos provocan variaciones en la señal adquirida, variando estos de 1,5 [V] hasta 3 [V]. A pesar de tener cada sensor una etapa de rectificación incorporado, varios factores externos ya sean estos de la piel o la cantidad de masa muscular del usuario influyen para obtener una lectura correcta de los datos a la tarjeta de control.

El peso de la estructura del brazo es de 0.5kg (sección 3.5.4), por lo que es un peso relativamente bajo a comparación del exoesqueleto diseñado con robótica rígida siendo este de 4kg, los componentes más pesados para el funcionamiento del exoesqueleto con robótica blanda son las válvulas proporcionales y su unidad de mantenimiento con regulador, pesando entre estos 3 componentes 3kg (sección 3.6.1).

El exoesqueleto multiplicador de fuerza ayuda al usuario para levantamientos de cargas hasta 14kg, mostrada en la sección 5.1, no se sobrepasa de este peso debido a la deficiencia que adquiere a partir de este peso máximo. Su posicionamiento final es muy inferior a comparación de levantar pesos entre 1 y 6kg, por mantener la seguridad del operador se procura no sobrepasar dicho límite de carga.

Los materiales para la creación de los músculos neumáticos pueden variar tanto en su composición o forma de acuerdo con la carga que se requiera levantar, en este proyecto se diseñan los músculos teniendo en cuenta la región en donde se los utiliza y la factibilidad de encontrar los materiales requeridos.

La precisión de los músculos neumáticos es variante por el hecho de que depende de la señal electromiográfica de los sensores y estos dependen de la masa muscular del operario (sección 2.11), también por la fricción generada en los músculos neumáticos cambiando la elasticidad del Latex y variando la fuerza con la que se infla la malla trenzada.

La eficacia de la robótica blanda enfocados en los multiplicadores de fuerza es del 87%, levantando pesos hasta 14 kg, con posibilidad de mejoras. El desempeño que realiza el multiplicador de fuerza es el esperado de acuerdo con el diseño realizado, con la finalidad de

corroborar los datos consultados se realizaron pruebas únicas con diferentes dimensiones de músculos neumáticos encontrando sus variantes y seleccionando el que mejor cumpla con las necesidades del proyecto (sección 3.3).

El músculo McKibben seleccionado cumple con una capacidad de elongación del 22.727% a su longitud nominal, con un músculo neumático de 20 cm se logra un desplazamiento lineal de 5 cm, aprovechando esta distancia para el cálculo de su ubicación. Colocándolo muy cerca del eje sacrificando el mecanismo de palanca para lograr una rotación en codo de 90° (sección 3.5.5).

Al colocar los músculos McKibben en paralelo generan una mayor fuerza, pero también ocupan mayor espacio en la estructura, exponiendo los demás elementos a fricción y por ende a desgaste del propio músculo neumático perdiendo las capacidades elásticas del Látex, por este motivo el diseño previene un desgaste excesivo del músculo neumático, siendo suficiente abastecerlo de aire comprimido a una presión máxima de 5 bares cumpliendo de manera efectiva el objetivo planteado.

El exoesqueleto con robótica blanda permite mejor movilidad al brazo a diferencia de utilizar robótica rígida en la que se establece una posición de inicio y fin permaneciendo inmóvil el brazo hasta desempeñar el levantamiento de pesos. La robótica blanda permite un amplio rango de movilidad ya que los músculos neumáticos son completamente flexibles antes de realizar el levantamiento de peso.

6.2. Recomendaciones

Para la creación de los músculos artificiales usar elementos existentes en la región donde se los fabrique, ya que en el país es casi inexistente este tipo de materiales lo que limita en gran medida al desarrollo de nuevas tecnologías.

Usar una malla trenzada de tecnología Techflex, ya que este material presta las características necesarias en la creación de músculos artificiales McKibben, brindando una amplia variación de medidas.

Los productos obtenidos con más dificultad de adquirir son las válvulas proporcionales y sus respectivos conectores ya que al ser distribuidos por un enfoque en específico deben ser comprados mediante previo pedido.

Recalibrar el sensor mioeléctrico por 5 segundos en cada uso, ejerciendo fuerza en este lapso de 5 segundos, también tomar en cuenta que los electrodos pierden su adherencia con la piel, enviando señales electromiográficas diferentes para cada usuario.

Utilizar válvulas con diferente tecnología más livianas con el fin de disminuir el peso de la estructura y que con estos favorezca a la ergonomía del diseño.

Se recomienda no utilizar más de tres veces consecutivas el mismo electrodo del sensor mioeléctrico, debido a un factor de electrostática generada por la fricción de la piel y el electrodo, aumentando el valor de resistencia.

Colocar en otras posiciones el músculo neumático para generar mayores fuerzas en el levantamiento de cargas pesadas.

Como recomendación no trabajar con presiones mayores a 6 bares, ya que a estas presiones se genera mayor fricción provocando mayor desgaste en el Látex.

BIBLIOGRAFIA

- 20Knots.plus. (2014). *20KTS+*. Recuperado el 13 de 04 de 2019, de <http://www.20knots-plus.com/>
- Abonbez. (2018). *RB3D We multiple your capacity*. Recuperado el 05 de 04 de 2019, de RB3D We multiple your capacity: <https://www.rb3d.com/>
- Ace Hose and Rubber compay. (2016). *ACE*. Recuperado el 28 de 02 de 2019, de <http://acehose.com/latex.htm>
- Advancer Technologies. (2014). *Muscle Sensor v3*. Recuperado el 16 de 03 de 2019, de Three-lead Differential Muscle/Electromyography : <https://docs.google.com/file/d/0B8Wy2qiwirwyNFV1dlA2T1JVZFU/edit>
- Aluminios y metales Unicornio. (2013). *Unicornio*. Recuperado el 19 de 02 de 2019, de <http://www.aluminiosmetalesunicornio.com.mx/6061.html>
- Arduino. (2015). *Arduino Nano*. Recuperado el 12 de 12 de 2018, de Descripción General: <http://arduino.cc/es/Main/ArduinoBoardNano>
- Automation, R. (2012). *Sensores de proximidad capacitivos*. Recuperado el 28 de 04 de 2019, de http://literature.rockwellautomation.com/idc/groups/literature/documents/ca/c116-ca504_-es-p.pdf
- AXO-SUIT. (2018). *PROYECT AXO-SUIT*. Recuperado el 04 de 02 de 2019, de <https://www.axo-suit.eu/>
- Barbuzano, J. (2014). *Libertad Digital*. Recuperado el 25 de 01 de 2019, de <https://www.libertaddigital.com/ciencia-tecnologia/tecnologia/2014-08-11/robotica-blanda-o-como-conseguir-que-los-robots-agarren-huevos-sin-romperlos-1276525715/>
- Barlow. (2017). *Performance plastics*. Recuperado el 29 de 01 de 2019, de <https://www.tblplastics.com/how-to-determine-tubing-burst-pressure-and-working-pressure/>
- Barrera, D. V. (2013). *Comparación antropométricas entre mestizos, indígenas y afroecuatorianos de la Región Sierra del Ecuador*. Quito. Recuperado el 26 de 02 de 2019
- Barrera, D. V. (2013). *repositorio usfq*. Recuperado el 13 de 12 de 2018, de <http://repositorio.usfq.edu.ec/bitstream/23000/2631/1/107724.pdf>
- Barrientos, A., Peñin, L., & Balaguer, C. &. (2007). *Fundamentos de Robótica 2da Ed*. McGraw-Hill. Recuperado el 19 de 03 de 2019

- Bermudez. (2018). *náutica*. Recuperado el 17 de 01 de 2019, de <https://www.nautica.com.uy/>
- BIONICS, R. (2018). *Informacion de productos*. Recuperado el 15 de 05 de 2019, de <https://www.rexbionics.com/product-information/>
- BIONICS, U. (2018). *Productos de exoesqueleto*. Recuperado el 04 de 01 de 2019, de <https://exoskeletonreport.com/product-tag/us-bionics/>
- CarboSystem. (2019). *Carbon Grafito*. Recuperado el 07 de 03 de 2019, de <http://carbosystem.com/carbon-grafito/>
- CELEC. (2015). *Reglamento interno de seguridad y salud en el trabajo*. Recuperado el 25 de 11 de 2018
- Clauser, C., McConville, j., & Young, J. (1969). *Weith, volume, and center of mass of segments of the human body*. Ohio. Recuperado el 10 de 12 de 2018
- cyberdyne. (2018). *Cleaning Robot that utilizes cutting edge technology*. Recuperado el 16 de 02 de 2019, de <https://www.cyberdyne.jp/english/products/cl02.html>
- CyberGloveSystems. (2018). *Visión general*. Recuperado el 15 de 12 de 2019, de <http://www.cyberglovesystems.com/cybergrasp/>
- Dellis. (24 de julio de 2017). *ACTERYX LEAF*. Recuperado el 16 de 05 de 2019, de ACTERYX LEAF: <http://soldiersystems.net/2017/07/24/mawashi-uprise-tactical-exoskeleton/>
- Destarac, M. (2018). *Robótica, tecnología y medicina*. Recuperado el 17 de 02 de 2019, de <https://marieandrestarac.wordpress.com/2016/09/07/exoesqueletos-comerciales-para-la-rehabilitacion-del-brazo/>
- EFE. (2018). *Robótica blanda, un nuevo paradigma para los robots que convivirán con humanos*. *listindiario*. Recuperado el 18 de 12 de 2018
- Eksobionics. (2018). *Eksobionics*. Recuperado el 18 de 04 de 2019, de <https://eksobionics.com/ekshealth/eksogt/patients/>
- Elektromotoren, M. (2014). *Menzel Elektromotoren*. Recuperado el 16 de 05 de 2019, de <http://www.menzel-elektromotoren.com/es/startseite/?gclid=CJK9hdCUnbwCFeJF7AodxXYAHQ\>
- embraco. (2013). *datos técnico del compresor*. Recuperado el 22 de 03 de 2019, de http://www.embraco.com/catalog/pdfs/FT008537_4.pdf
- Esoskeletonreport. (2018). *Esoskeletonreport*. Recuperado el 02 de 05 de 2019, de <https://exoskeletonreport.com/product/muscle-suit/>

- Europa Press. (2013). *CienciaPlus*. Recuperado el 25 de 01 de 2019, de <http://www.europapress.es/ciencia/laboratorio/noticia-crean-exoesqueleto-robotico-aumenta-fuerza-humana-20130701134417.html>
- exoeskeletonreport. (2018). *H-MEX*. Recuperado el 14 de 03 de 2019, de <https://exoeskeletonreport.com/product/h-mex/>
- FESTO. (2019). *Data sheet Proportional directional control valve MPYE-5-3/8-010-B*. Recuperado el 10 de 12 de 2018, de https://www.festo.com/cat/en-us_us/xDKI.asp
- FESTO. (2019). *FESTO*. Recuperado el 12 de 02 de 2019, de https://www.festo.com/cat/en-us_us/products_020000
- FESTO. (2019). *Piezo valve VEMP-BS-3-16-D7-F-28TI-P30*. Recuperado el 10 de 12 de 2018, de https://www.festo.com/cat/en-us_us/xDKI.asp
- FESTO. (2019). *Proportional directional control valve VPWP-10-L-5-Q-E-G-EX1*. Recuperado el 10 de 12 de 2019, de https://www.festo.com/cat/en-us_us/xDKI.asp
- FESTO ELECTRIC. (2018). *Radwell International*. Recuperado el 30 de 05 de 2019, de <https://www.radwell.com/Buy/FESTO%20ELECTRIC/FESTO%20ELECTRIC/MPYE-5-3-DIV-8-010-B>
- Flex Modulus. (2019). *Hudson Extrusions*. Recuperado el 10 de 02 de 2019, de <https://www.hudsonextrusions.com/physical-properties/>
- Frank Daerden, D. L. (2015). Los músculos artificiales neumáticos: actuadores para robótica y automatización. 22. Recuperado el 09 de 05 de 2019
- Frank Daerden, D. L. (2015). Pneumatic Artificial Muscles: actuators for robotics and automation. *Universiteit Brussel*, 11. Recuperado el 20 de 05 de 2019
- GravesRC. (2004). *GravesRC*. Recuperado el 06 de 03 de 2019, de http://www.gravesrc.com/HACKER_A20_50S_HACKER_BRUSHLESS_p/haca20-50s.htm
- HAL. (2016). *Realización de movimiento explosivo usando un brazo multirticular accionado por músculos neumáticos*. Argentina. Recuperado el 22 de 11 de 2018
- Harvard, I. H. (1018). *WYSS INSTITUTE*. Recuperado el 18 de 03 de 2019, de WYSS INSTITUTE: <https://translate.google.com/ec/translate?hl=es&sl=en&u=https://wyss.harvard.edu/keywords/Robots/&prev=search>
- Hobbyking. (2013). *Lipo Battery*. Recuperado el 15 de 04 de 2019, de Turnigy 2200mAh 3S 20C Lipo Pack:

http://www.hobbyking.com/hobbyking/store/__8932__turnigy_2200mah_3s_20c_lipo_pack.html

- Hocoma. (2018). *Hocoma*. Recuperado el 15 de 04 de 2019, de <https://www.hocoma.com/hocoma/about-us/>
- I-Limb. (2010). *TouchBionics*. Recuperado el 12 de 02 de 2019, de <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra/>
- Imani. (2002). El músculo neumático. *Festo*, 43. Recuperado el 19 de 05 de 2019
- indegO. (2018). *indegO*. Recuperado el 19 de 04 de 2019, de <http://www.indegO.com/indegO/en/Indego-Personal>
- Industrial Specialities Mfg. (2008). *industrialspec*. Recuperado el 05 de 12 de 2018, de https://www.industrialspec.com/shop/media/catalog/pdf/silicone_tubing_spec_sheet.PDF
- Iredale, R. J. (2017). Activación por luz. *Scientific Reports*, 8. Recuperado el 13 de 12 de 2018
- Joel Prieto. (2019). *ForoAtletismo*. Recuperado el 08 de 04 de 2019, de <https://www.foroatletismo.com/entrenamiento/entrenamiento-de-fuerza-calculo-del-1rm-y-la-piramide-de-fuerza/>
- Kickstarter*. (2018). Recuperado el 09 de 01 de 2019, de *Kickstarter*: <https://www.kickstarter.com/projects/georjaiwin/jet-pack?lang=es>
- Kinetek. (2018). *Kinetek*. Recuperado el 12 de 05 de 2018, de <http://www.wearable-robotics.com/kinetek/>
- kinetic innovations*. (2017). Recuperado el 18 de 12 de 2018, de *kinetic innovations*: <http://www.kdlshoulderbrace.com/>
- Kooij, V. d. (2018). *TU Delft*. Recuperado el 13 de 12 de 2018, de *TU Delft*: <https://www.tudelft.nl/3me/afdelingen/biomechanical-engineering/research/dbl-delft-biorobotics-lab/leg-exoskeletons/>
- Ladyada. (2013). *Ladyada*. Recuperado el 16 de 05 de 2019, de (<http://www.ladyada.net>, 2014)
- Laevo exoskelet*. (2016). Recuperado el 23 de 01 de 2019, de *Laevo exoskelet*: <http://www.laevo.nl/laevo-v2-productinformatie/>
- Lamingo, & Loor. (2018). *ESPE*. Recuperado el 15 de 12 de 2018, de <http://repositorio.espe.edu.ec/xmlui/bitstream/handle/21000/14001/T-ESPEL-MEC-0126.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Marinov, B. (2015). *Listado de empresas de exoesqueletos*. Recuperado el 15 de 12 de 2018, de <https://exoskeletonreport.com/2015/02/businesses-that-have-or-are-exploring-exoskeleton-products-in-alphabetical-order/>

- Martin. (2016). *control fayarand pasargad group*. Recuperado el 16 de 04 de 2019, de control fayarand pasargad group: <http://robot.cfp.co.ir/en/newsdetail/1010>
- Martin, L. (2016). *Army Technology*. Recuperado el 19 de 05 de 2019, de <https://www.army-technology.com/projects/human-universal-load-carrier-hulc/>
- Medicina Ocupacional Ecuador. (2010). *Ergonomía*. Recuperado el 25 de 11 de 2018, de <https://medicinaocupacionalecuador.wordpress.com/tag/ergonomia/>
- Mercado libre. (2019). *Mini bomba de agua aire*. Recuperado el 19 de 02 de 2019, de https://articulo.mercadolibre.com.ec/MEC-420152199-mini-bomba-agua-aire-6-12v-arduino-acuarios-nuevo-rye-_JM?quantity=1
- Metales y perfiles*. (2019). Recuperado el 08 de 02 de 2019, de <http://www.metalesyperfiles.com/wp-content/tablas/aluminio/aduraluminio.pdf>
- Ministerio del trabajo. (2016). *Reglamento de Seguridad y Salud de los Trabajadores y Mejoramiento del medio Ambiente de Trabajo*. Recuperado el 26 de 12 de 2018, de <http://www.trabajo.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2012/12/Reglamento-de-Seguridad-y-Salud-de-los-Trabajadores-y-Mejoramiento-del-Medio-Ambiente-de-Trabajo-Decreto-Ejecutivo-2393.pdf>
- Moreno, R. P. (2015). Válvulas Proporcionales. *nacap*. Recuperado el 09 de 05 de 2019
- myomo. (2018). *myomo*. Recuperado el 26 de 02 de 2019, de <https://myomo.com/what-is-a-myopro-orthosis/>
- noonee*. (2018). Recuperado el 17 de 01 de 2019, de <https://www.noonee.com/>
- Nordin, M. (2001). *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. España: McGraw. Recuperado el 12 de 12 de 2018
- Norma DIN 33402*. (2005).
- panasonic. (2018). *panasonic*. Recuperado el 19 de 01 de 2019, de <https://news.panasonic.com/global/topics/2017/49076.html>
- Pololu. (2001). *Pololu Electronics*. Recuperado el 15 de 02 de 2019, de <http://www.pololu.com/product/1044>
- Priložen, T. (2015). *Actuadores musculares neumáticas dentro de los sistemas robóticos y mecatrónicos*. Naval, Zagreb, Croacia. Recuperado el 18 de 05 de 2019
- Radwell International. (2017). *FESTO ELECTRIC*. Recuperado el 30 de 05 de 2019, de <https://www.radwell.com/Buy/FESTO%20ELECTRIC/VPWP10L5Q10EGEX1>

- ResearchGate*. (2014). Recuperado el 13 de 02 de 2019, de ResearchGate: https://www.researchgate.net/publication/286123246_Design_of_a_Clutch-Spring_Knee_Exoskeleton_for_Running
- ReWalk*. (2018). Recuperado el 26 de 04 de 2019, de <https://rewalk.com/>
- Robotics Online Marketing team. (2018). *Robotics Industries Association*. Recuperado el 28 de 04 de 2019, de <https://www.robotics.org/blog-article.cfm/5-Innovative-Applications-of-Soft-Robotics/109>
- Robotics, I. (2018). Recuperado el 14 de 05 de 2019, de <http://robots.ihmc.us/x1-mina-exoskeleton/>
- ROBOTICS, R. (s.f.). *OTHERLAB*. Recuperado el 04 de 05 de 2019, de OTHERLAB: <https://otherlab.com/>
- Rubio, R. R. (2018). *Aplicaciones de las señales electromiográficas*. Recuperado el 02 de 06 de 2019, de <http://www.encuentros.uma.es/encuentros53/aplicaciones.html>
- Salazar, J. O. (2015). *Reglamento interno de seguridad y salud en el trabajo CELEC ep*. Recuperado el 16 de 04 de 2019
- Solenoid Valve. (2018). Recuperado el 30 de 05 de 2019, de <https://as-solenoid-valve.com/festo/vemp-series.html>
- Sensors, R. (2006). *Rechner Sensors - Catalogo*. Recuperado el 02 de 02 de 2019, de <http://www.rechner.de/instanz/pdfs/kat-opto-es.pdf>
- Shigley, J. E. (2001). *Teoria de Maquinas y Mecanismos*. Mexico: McGraw-Hill. Recuperado el 10 de 04 de 2019
- SMP aleaciones especiales*. (2019). Recuperado el 28 de 03 de 2019, de <http://www.smp.es/propmecti>
- Sputnik. (2015). *Sputnik*. Recuperado el 12 de 04 de 2019, de 2018: <https://mundo.sputniknews.com/tecnologia/201607151062029662-exoatlet-potencial-exoesqueleto-futuro/>
- Super Herramientas. (2019). *Compresores de aire portátiles*. Recuperado el 02 de 04 de 2019, de https://www.superherramientas.es/compresores-de-aire-portatiles/#Que_es_el_caudal_de_aire
- Systems, C. (2014). *Corpora Systems*. Recuperado el 14 de 05 de 2019, de <http://www.corporasystems.com/>
- TECHFLEX. (2019a). *Braided Sleeving Products*. Recuperado el 20 de 01 de 2019, de <https://www.techflex.com/general-purpose/flexo-pet>

- TECHFLEX. (2019b). *Braided Sleeving Products*. Recuperado el 20 de 01 de 2019, de <https://www.techflex.com/general-purpose/flexo-pet>
- TECHFLEX. (2019c). *Braided Sleeving Products*. Recuperado el 20 de 01 de 2019, de <https://www.techflex.com/specialty/carbon-fiber>
- technaid. (2018). *EXO H2*. Recuperado el 18 de 05 de 2019, de <https://www.technaid.com/es/productos/robotic-exoskeleton/>
- Technologies, A. (2015). *MyoWare muscle sensor*. Recuperado el 02 de 05 de 2019, de <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf>
- Technoogy, A. (2018). *Army Technology*. Recuperado el 13 de 12 de 2018, de <https://www.army-technology.com/projects/raytheon-xos-2-exoskeleton-us/>
- Trends, D. (2018). *Tecnología vestible*. Recuperado el 19 de 01 de 2019, de <https://es.digitaltrends.com/vestibles/exoesqueleto-robot-panasonic/>
- Valencia EDU. (2015). *Manipulación manual de cargas*. Recuperado el 15 de 02 de 2019, de <https://www.valencia.edu/cgt/prevencion/CARGAMAN.htm>
- Velasco, E. (2018). *La Vanguardia*. Recuperado el 04 de 04 de 2019, de <https://www.lavanguardia.com/ciencia/20180104/434059616161/musculos-artificiales-robots-mas-potentes-que-animales.html>
- Villar, C. M. (2010). Aleaciones con Memoria de Forma: *Metalactual*, 36-41. Recuperado el 05 de 03 de 2019, de Aleaciones con Memoria de Forma: http://www.metalactual.com/revista/15/aleaciones_con_memoria.pdf
- wandercraft. (2018). Recuperado el 12 de 01 de 2019, de <http://wandercraft.fr/>
- Wearable Robotics Association*. (2018). Recuperado el 22 de 02 de 2019, de <http://www.wearablerobotics.com/>
- Wikipedia. (2012). *Galga extensiométrica*. Recuperado el 20 de 04 de 2019, de http://es.wikipedia.org/wiki/Galga_extensiom%C3%A9trica
- Wikipedia. (2018). *Sistemas Bae*. Recuperado el 24 de 03 de 2019, de https://es.wikipedia.org/wiki/BAE_Systems
- Wikitronica. (2013). *Acelerometro - DEMOQE128*. Recuperado el 18 de 03 de 2019, de http://wikitronica.labc.usb.ve/index.php/Aceler%C3%B3metro_-_DEMOQE128
- Wilkins, J. (2016). *Engineers Journal*. Recuperado el 26 de 04 de 2019, de <http://www.engineersjournal.ie/2014/12/09/daewoo-exoskeleton-robotics/>

Xunta, E. (2018). *Mecanismos*. Recuperado el 24 de 04 de 2019, de https://www.edu.xunta.es/espazoAbalar/sites/espazoAbalar/files/datos/1464947673/contido/21_la_palanca.html

ANEXOS



DEPARTAMENTO DE ENERGÍA Y MECÁNICA

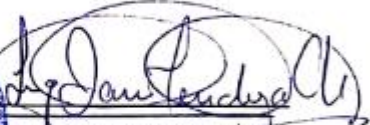
CARRERA DE MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN


Se certifica que el trabajo de investigación fue desarrollado por el señor, **Salguero Taco, Andrés Elías**, en la ciudad de Latacunga a los 3 días del mes de Julio de 2019.

Aprobado por:

Ing. Nathaly Rea
Directora de Proyecto



Ing. Darío Mendoza
Director de Carrera



Dr. Rodrigo Vaca
Secretario Académico