



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

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

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

**TEMA: “INVESTIGACIÓN PARA EL DISEÑO Y
CONSTRUCCIÓN DE UN EXOESQUELETO AJUSTABLE PARA
PERSONAS CON AMPUTACIÓN O MOVILIDAD REDUCIDA
DEL BRAZO”**

AUTORES: ALBA LORENA MENA MENA

DAVID ALEXANDER VILLAMARÍN ROBLES

DIRECTOR: ING. FAUSTO ACUÑA

LATACUNGA

2017



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, “INVESTIGACIÓN PARA EL DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EXOESQUELETO AJUSTABLE PARA PERSONAS CON AMPUTACIÓN O MOVILIDAD REDUCIDA DEL BRAZO” realizado por los señores ALBA LORENA MENA MENA y DAVID ALEXANDER VILLAMARÍN ROBLES ha sido revisado y analizado por el software anti-plagio, el mismo que cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto me permito acreditar y autorizar a los señores ALBA LORENA MENA MENA y DAVID ALEXANDER VILLARÍN ROBLES para que lo sustenten públicamente.

Latacunga, septiembre 2017

Ing. Fausto Acuña.

DIRECTOR



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, ALBA LORENA MENA MENA y DAVID ALEXANDER VILLAMARÍN ROBLES, con cédulas de identidad N° 1725580854 y 0503779753, declaramos que este trabajo de titulación “INVESTIGACIÓN PARA EL DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EXOESQUELETO AJUSTABLE PARA PERSONAS CON AMPUTACIÓN O MOVILIDAD REDUCIDA DEL BRAZO” ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaramos que este trabajo es de nuestra autoría, en virtud de ello nos responsabilizamos del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Latacunga, septiembre 2017

Alba Lorena Mena Mena

C.C.: 1725580854

David Alexander Villamarín Robles

C.C.: 0503779753



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

AUTORIZACIÓN

Nosotros, ALBA LORENA MENA MENA y DAVID ALEXANDER VILLAMARÍN ROBLES, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en el repositorio institucional el trabajo de titulación “INVESTIGACIÓN PARA EL DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EXOESQUELETO AJUSTABLE PARA PERSONAS CON AMPUTACIÓN O MOVILIDAD REDUCIDA DEL BRAZO”, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra autoría y responsabilidad.

Latacunga, septiembre 2017

Alba Lorena Mena Mena

C.C.: 1725580854

David Alexander Villamarín Robles

C.C.: 0503779753

DEDICATORIA

Primero dedico este logro a Dios, por darme fuerzas para enfrentarme a la vida, por bendecirme con los mejores padres, hermanos, hermanas, sobrinos, sobrinas y amigos, en especial por ponerme en mi camino a Joha mi mejor amiga.

A mis padres Gerardo y Juana, por formarme con valores y siempre brindarme su apoyo incondicional en todo lo que me he propuesto, por guiarme por el camino del bien y por su cariño.

A mis hermanas Mónica, Soraida, Jenny y Diana por sus palabras y por ayudarme a seguir adelante y no darme por vencida en los momentos difíciles y sobre todo por su inmenso cariño.

A mis hermanos Giovany, Enelin, Danilo, Juan y Fernando por apoyarme en forma incondicional, por sus consejos y experiencias.

A mis sobrinas Karen, Anahí, Dayerlin, Keyla y Judibet, quienes con su delicadeza y sus ocurrencias me han regalado su ternura y cariño.

A mis sobrinos Christopher, Jeremy, Erick, Owen y Matías quienes con sus travesuras me han sacado una sonrisa cuando me encontrado estresada.

A mis tíos, primas y el resto de mi familia por siempre confiar en mí.

A mis amigos por regalarme la mejor experiencia de mi vida en esta etapa universitaria, por enseñarme el verdadero significado de la amistad.

Finalmente quiero dedicar a dos personas muy especiales que, aunque por motivos de la vida no estén junto a mí, ellos me han enseñado que la vida sigue adelante a pesar de las caídas que tenga me debo levantar con fuerza y nunca darme por vencida y seguir luchando por las metas que me proponga por ustedes Angelita y JuanFer.

Albita

DEDICATORIA

Dedico de manera especial a mis Padres Néstor y Carmen pues ellos fueron mi principal cimiento para la construcción de mi vida que, sentaron mis bases de responsabilidad y deseos de superación, además gracias por siempre confiar en mí y por toda la confianza que en mi depositaron. ya que siempre me apoyaron incondicionalmente en la parte moral y económica para poder llegar a ser un profesional

A mis hermanos y demás familiares que siempre estuvieron presente en los buenos y malos momentos dándome ese apoyo que tanto necesite día a día en el transcurso de cada año de mi carrera universitaria

A mis amigos, quienes sin esperar nada a cambio compartieron su conocimiento, alegrías y tristezas y a todas aquellas personas que durante estos años estuvieron a mi lado apoyándome y lograron que este sueño se haga realidad.

Deivid

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por ayudarme a culminar esta meta, a mis padres y familia por tenerme paciencia en el desarrollo de este proyecto y también por la confianza que han depositado en mí.

Agradezco a mi tutor Ingeniero Fausto Acuña por la paciencia, el tiempo y por haberme guiado durante el desarrollo de este proyecto, de igual manera a todos los docentes quienes con sus conocimientos nos han sabido transmitir para ser mejores profesionales.

Agradezco a mis amigos por haber compartido muchos momentos, en especial a Joha y Cesarín con quienes he convivido experiencias de alegría y tristeza y nos hemos apoyado mutuamente durante toda la trayectoria universitaria, de igual manera a Deivid quien es mi compañero de tesis, con lo cual hemos logrado esta meta, con mucha dedicación y paciencia.

Albita

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por darme la sabiduría, salud, vida, fuerza para terminar mis estudios

A toda mi familia por apoyarme y enseñarme el verdadero significado del amor, a mi papi, por haberme enseñado que con esfuerzo y trabajo y constancia todo se consigue a mi mami, por hacerme ver la vida de una forma diferente y apoyarme en mis decisiones.

Agradezco de manera especial a mi tutor ya que con su ayuda y conocimientos fue posible realizar este proyecto y de igual manera a todos mis maestros muchas gracias por todas sus enseñanzas que me bridaron para ser un buen profesional.

A mis amigos que a pesar de los años pasan desde que ingresamos a la universidad fueron parte de mi desarrollo profesional gracias a todos por caminar junto a mi lado estos años de esfuerzo y sacrificio

Gracias a esta gran institución y a todas esas personas y seres queridos que me apoyaron en la realización de la tesis, porque sin ellos este proyecto no habría sido posible y de manera especial agradecerte mucho Albita por todo este tiempo compartido y aprender cosas nuevas eres una gran persona y me gustó mucho tenerte de compañera de tesis.

¡MUCHAS GRACIAS!

Deivid

ÍNDICE DE CONTENIDOS

Contenido

PORTADA	i
CERTIFICACIÓN	ii
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	iii
AUTORIZACIÓN	iv
DEDICATORIA	v
DEDICATORIA	vi
AGRADECIMIENTO	vii
AGRADECIMIENTO	viii
ÍNDICE DE CONTENIDOS	ix
ÍNDICE DE TABLAS	xii
ÍNDICE DE FIGURAS	xiii
ÍNDICE DE ECUACIONES	xvi
RESUMEN	xvii
ABSTRACT	xviii
CAPÍTULO I	19
FUNDAMENTO TEÓRICO	19
1.1 Introducción	19
1.2 Antecedentes	19
1.3 Justificación	20
1.4 Plantamiento del problema	20
1.5 Exoesqueletos	21
1.5.1 Definición de exoesqueleto	21
1.5.2 Estudio del arte de exoesqueletos	21
1.6 Materiales de exoesqueletos	31
1.7 Anatomía del miembro superior	31
1.7.1 Análisis biomecánico del miembro superior	31
1.7.2 Antropometría del miembro superior.....	33
1.7.3 Rehabilitación del miembro superior.....	34
1.8 Cinemática y Dinámica de un robot.....	35
1.8.1 Cinemática	35
1.8.2 Dinámica	36
1.9 Teoría de la energía de distorsión para materiales dúctiles	36

1.10	Método de análisis de elementos finitos	38
1.11	Partes constitutivas del exoesqueleto del miembro superior	38
1.12	Alternativas de diseño	39
CAPÍTULO II		41
DISEÑO Y SELECCIÓN DE DISPOSITIVOS		41
2.1	Planificación de movimientos	41
2.2	Diseño del sistema mecánico	44
2.2.1	Parámetros mecánicos	44
2.2.2	Diseño de la estructura del exoesqueleto	44
2.2.3	Selección del material de la estructura	47
2.2.4	Análisis Cinemático del exoesqueleto	49
2.2.5	Análisis Dinámico del exoesqueleto	54
2.2.6	Análisis Estático de la estructura del brazo	58
2.2.7	Análisis por elementos finitos del brazo del exoesqueleto	63
2.2.8	Selección de los actuadores para el exoesqueleto	69
2.3	Diseño del sistema eléctrico y de control	73
2.3.1	Parámetros de diseño electrónico	73
2.3.2	Diagrama de flujo del funcionamiento	74
2.3.3	Sistema electrónico	75
2.3.4	Selección de componentes	76
2.3.5	Circuitos de acondicionamiento	86
CAPÍTULO III		88
CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS		88
3.1	Construcción e Implementación del sistema mecánico	88
3.1.1	Ensamblajes del exoesqueleto	96
3.1.2	Montaje de servos	97
3.2	Implementación del sistema eléctrico y de control	99
3.2.1	Conexión de la tarjeta polulo con arduino	99
3.2.2	Implementación del sistema de control	101
3.2.3	Construcción de placas electrónicas	106
3.2.4	Recubrimiento del exoesqueleto	107
3.3	Pruebas y análisis resultados	108
3.3.1	Pruebas de funcionamiento del exoesqueleto sin carga	109
3.3.2	Pruebas de funcionamiento del exoesqueleto con carga	112
3.3.3	Pruebas de funcionamiento del exoesqueleto con pacientes	116

3.3.4	Tabulación de resultados de las encuestas	119
3.3.5	Resultados obtenidos	121
3.3.6	Validación de la hipótesis	123
3.3.7	Análisis de costos	124
CAPÍTULO IV		126
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....		126
4.1	Conclusiones.....	126
4.2	Recomendaciones	127
REFERENCIAS BIBLIOGRAFÍA		129

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Características funcionales de exoesqueletos del miembro superior	30
Tabla 2 Longitud de segmento	33
Tabla 3 Comparación de exoesqueletos	40
Tabla 4 Parámetros Inerciales generador por Clauster	47
Tabla 5 Parámetros de D-H para el exoesqueleto	51
Tabla 6 Peso del miembro superior y de la estructura del exoesqueleto	54
Tabla 7 Torques máximos del miembro superior	58
Tabla 8 Escala de evaluación	69
Tabla 9 Tabla comparativa de los actuadores para el hombro	70
Tabla 10 Tabla comparativa de los actuadores para el codo.....	71
Tabla 11 Tabla comparativa de los actuadores de la muñeca	72
Tabla 12 Tabla comparativa de las tarjetas microcontroladoras	77
Tabla 13 Tabla comparativa de las tarjetas controladoras de servomotores	79
Tabla 14 Tabla comparativa de las baterías	84
Tabla 15 Especificaciones Técnicas de la impresora PRIUSA 3D.....	88
Tabla 16 Tiempo y uso de material en la impresión	95
Tabla 17 Valores de sintonización	102
Tabla 18 Recopilación de datos sobre los valores ejecutados y valores medidos de la flexión-extensión del hombro	110
Tabla 19 Recopilación datos sobre los valores ejecutados y valores medidos de la flexión-extensión del codo.....	111
Tabla 20 Valor Ejecutado con los pesos de la flexión-extensión hombro	113
Tabla 21 Peso vs corriente de la flexión-extensión hombro	113
Tabla 22 Peso vs grados de la flexión-extensión codo	114
Tabla 23 Peso vs Corriente de la flexión-extensión del codo	115
Tabla 24 Realización de flexión-extensión del hombro y codo con un fisioterapeuta y con el exoesqueleto	117
Tabla 25 Exoesqueleto y pacientes de diferentes patologías	118
Tabla 26 Detalle de costos	124

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 WOTAS lateral y frontal del brazo derecho	23
Figura 2 Exoesqueleto.....	25
Figura 3 Exoesqueleto para rehabilitación.....	26
Figura 4 Brazo de dos grados.....	27
Figura 5 Exoesqueleto.....	28
Figura 6 Exoesqueleto mecánico	29
Figura 7 Exoesqueleto.....	29
Figura 8 Partes del miembro superior	31
Figura 9 Articulación de la cintura escapular	32
Figura 10 Movimiento de flexión-extensión del hombro	32
Figura 11 Movimiento articular del codo y el antebrazo. (a) Movimiento Articular de Flexión-Extensión en el codo. (b) Movimiento Articular de Pronación-Supinación en el codo.	33
Figura 12 Movimiento Flexión-Extensión del hombro.....	41
Figura 13 Movimiento Flexión-Extensión del codo.....	42
Figura 14 Movimiento rotación de la muñeca	42
Figura 15 Esquema de los ángulos de actuación del brazo.....	43
Figura 16 Esquema del eje axial del antebrazo y la horizontal.....	43
Figura 17 Bosquejo del exoesqueleto	45
Figura 18 Ensamble final del Exoesqueleto.....	46
Figura 19 Materiales vs Criterios	48
Figura 20 Mejor material	49
Figura 21 Cinemática directa del Exoesqueleto	49
Figura 22 DH1	50
Figura 23 DH3-DH3	50
Figura 24 DH4	50
Figura 25 DH5	50
Figura 26 Algoritmo Denavit Hartenberg DH6-DH7-DH8-DH9.....	50
Figura 27 Comprobación en el software de Matlab.....	52
Figura 28 Espacio de trabajo del exoesqueleto	53
Figura 29 a) Punto inicial del brazo, b) Flexión, c) Extensión	53
Figura 30 Punto inicial del antebrazo, b) Flexión, c) Extensión.....	54
Figura 31 Diagrama de cuerpo libre de la pieza del brazo.....	59
Figura 32 Diagrama de cuerpo libre.....	60
Figura 33 Diagrama de Tensión y Momento Máximo.....	61
Figura 34 Factor de seguridad calculado en el Software de Matlab	63
Figura 35 Brazo parte de adentro del Exoesqueleto.....	64
Figura 36 Mallado del brazo parte de adentro del Exoesqueleto.....	64
Figura 37 Resultados de Von Mises y Factor de seguridad	64
Figura 38 Mallado del brazo parte de afuera del exoesqueleto.....	65
Figura 39 Resultados de Von Mises y Factor de seguridad	65
Figura 40 Mallado del antebrazo parte de adentro del exoesqueleto.....	66
Figura 41 Resultados de Von Mises y Factor de seguridad	66
Figura 42 Mallado del antebrazo parte de afuera del exoesqueleto.....	66
Figura 43 Resultados de Von Mises y Factor de seguridad	67

Figura 44 Mallado del soporte del exoesqueleto.....	67
Figura 45 Resultados de Von Mises y Factor de seguridad	67
Figura 46 Mallado del hombro parte de afuera del exoesqueleto	68
Figura 47 Resultados de Von Mises y Factor de seguridad	68
Figura 48 Mallado del hombro parte de adentro del exoesqueleto	68
Figura 49 Resultados de Von Mises y Factor de seguridad	68
Figura 50 HS-1005SGT Industrial Type Giant Scale Servo.....	70
Figura 51. Servo Brushlees Metal Gear One	71
Figura 52 Motor de alto torque	73
Figura 53 Diagrama de Flujo del funcionamiento del exoesqueleto.....	75
Figura 54 Diagrama de los componentes electrónicos.....	76
Figura 55 Arduino Mini Pro.....	78
Figura 56 Tarjeta Micro Maestro Pololu.....	80
Figura 57 Módulo Bluetooth HC-05	81
Figura 58 Sensor de rotación.....	81
Figura 59 Batería HRB.....	85
Figura 60 Cargador iMAX	86
Figura 61 Circuito de accionamiento del mando remoto	86
Figura 62 Circuito de control	87
Figura 63 Regulador de Voltaje para los componentes	87
Figura 64 Impresora 3D	89
Figura 65 Software Matter Control 1.6	89
Figura 66 Abrir pieza	90
Figura 67 Parámetros para la impresión	90
Figura 68 Cálculos necesarios previamente antes de realizar la impresión	91
Figura 69 Tarjeta SD	91
Figura 70 Insertar la tarjeta SD	92
Figura 71 Verifica la Tarjeta SD	92
Figura 72 Seleccionar Print from SD	92
Figura 73 Seleccionar el nombre del archivo.....	92
Figura 74 Proceso de calentamiento	93
Figura 75 Extrusor a 120°	93
Figura 76 Modo HOME	93
Figura 77 Inicio de la impresión	93
Figura 78 Pasos para la impresión 3D de una pieza.....	94
Figura 79 Impresión de las piezas del exoesqueleto	96
Figura 80 Brazo con el rodamiento	97
Figura 81 Antebrazo con el rodamiento y prisionero.....	97
Figura 82 Montaje del servomotor codo a la pieza del brazo	97
Figura 83 Montaje del servomotor hombro a la pieza del soporte.....	98
Figura 84 Montaje del sensor rotativo	98
Figura 85 Colocación de los sensores a los servomotores	98
Figura 86 Ensamble completo del exoesqueleto.....	99
Figura 87 Verificación de la conexión con la tarjeta	100
Figura 88 Configuración de la cantidad de pulsos de cada servomotor.....	100
Figura 89 Visualización de los dos servomotores conectados a cada canal	101
Figura 90 Configuración de la tarjeta pololu para la comunicación	101

Figura 91 Curva de reacción en forma de “ese”	102
Figura 92 Curva de reacción del servomotor del hombro.....	103
Figura 93 Gráfica del control proporcional del servomotor del hombro	104
Figura 94 Curva de reacción del servomotor del codo	104
Figura 95 Gráfica del control proporcional del servomotor del codo.....	105
Figura 96 Conexión para el control de los servomotores.....	106
Figura 97 Diseño de la placa para la alimentación de los dispositivos.....	106
Figura 98 Diseño de la placa para el accionamiento.....	106
Figura 99 Diseño de la placa del puente H	107
Figura 100 Placas finalizadas.....	107
Figura 101 Recubrimiento textil	108
Figura 102 Pruebas de medición de los ángulos ejecutados vs ángulos medidos del hombro.....	109
Figura 103 Valor medido vs Valor ejecutado del hombro.....	110
Figura 104 Pruebas de medición de los ángulos ejecutados vs ángulos medidos del codo	111
Figura 105 Valor ejecutado vs valores medidos del codo.....	112
Figura 106 Pruebas de medición con carga al hombro	112
Figura 107 Valor medido vs Peso del hombro.....	113
Figura 108 Corriente vs peso del hombro.....	114
Figura 109 Medición de cargas al codo	114
Figura 110 Valor medido vs peso del codo.....	115
Figura 111 Corriente vs peso del codo.....	116
Figura 112 Paciente uno flexión-extensión del hombro	118
Figura 113 Encuestados dispuestos a usar y que les resulto interesante el desarrollo del exoesqueleto ajustable	120
Figura 114 Aspectos que le atraen del exoesqueleto a los encuestados.....	120
Figura 115 El peso del exoesqueleto.....	121
Figura 116 Satisfacción al usar el exoesqueleto	121

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1	36
Ecuación 2	37
Ecuación 3	37
Ecuación 4	37
Ecuación 5	38
Ecuación 6	47
Ecuación 7	51
Ecuación 8	53
Ecuación 9	54
Ecuación 10	55
Ecuación 11	55
Ecuación 12	55
Ecuación 13	55
Ecuación 14	55
Ecuación 15	56
Ecuación 16	58
Ecuación 17	59
Ecuación 18	60
Ecuación 19	60
Ecuación 20	61
Ecuación 21	62
Ecuación 22	62
Ecuación 23	82
Ecuación 24	82
Ecuación 25	82
Ecuación 26	82
Ecuación 27	102

RESUMEN

Este proyecto está enfocado para las personas quienes necesitan recuperar la movilidad de sus miembros superiores, para lo cual se llevó a cabo con investigaciones acerca de la biomecánica del miembro superior, además de los requerimientos técnicos para el desarrollo exoesqueleto ajustable como son el sistema mecánico, el cual fue desarrollado mediante impresión 3D con material ABS y recubierto por material textil para la comodidad del usuario. Mediante el sistema electrónico y de control está conformado de dos partes: la primera parte es el mando remoto en forma de guante, con el cual el paciente activa el movimiento de flexión-extensión ya sea para el brazo o antebrazo, de igual manera podrá elegir la velocidad y el brazo que va a trabajar el exoesqueleto es decir derecho o izquierdo. Este mando remoto está formado una tarjeta microcontroladora Arduino Mini Pro y un módulo Bluetooth. La segunda parte es el control que está conformado de la tarjeta microcontroladora Arduino Mini Pro que es el controlador, la tarjeta controladora de servos y otro módulo Bluetooth. Con la implementación de este proyecto se podrá ayudar para los pacientes que necesiten completar el ángulo de movilidad de flexión-extensión del brazo como del antebrazo y también proporcionar ayuda a los especialistas fisioterapeutas en su vida laboral con este tipo de proyecto.

PALABRAS CLAVE

- **EXOESQUELETO**
- **ROBÓTICA**
- **TERAPIA FÍSICA**

ABSTRACT

This project is focused on the people who need to recover the mobility of their upper limbs, for which it was carried out with research on the biomechanics of the upper limb, in addition to the technical requirements for the development of adjustable exoskeleton, such as the mechanical, which was developed by 3D printing with ABS material and covered by fabric for the comfort of the user. The electronic and control system consists of two parts: the first part is the remote control in the form of a glove, with which the patient activates the flexion-extension movement for either the arm or forearm, so you can choose the speed and arm that will work the exoskeleton ie right or left. This remote control consists of an Arduino Mini Pro microcontroller and a Bluetooth module. The second part is the control that is made up of the Arduino Mini Pro microcontroller card which is the controller, the servo controller card and another Bluetooth module. With the implementation of this project it will be possible to help patients who need to complete the angle of flexion-extension mobility of the arm as well as the forearm and also to provide assistance to physiotherapist specialists in their working life with this type of project.

KEYWORDS

- **EXOESQUELETO**
- **ROBOTICS**
- **PHYSICAL THERAPY**

CAPÍTULO I

FUNDAMENTO TEÓRICO

1.1 INTRODUCCIÓN

La discapacidad de los miembros superiores que presentan algunas personas, poseen un trauma psicológico, ya que altera la imagen de su cuerpo y puede disminuir su autoestima, llegando a tener una vida limitada.

Un exoesqueleto es, básicamente, una estructura para ser usada sobre el cuerpo humano a manera de prenda de vestir, que sirve como apoyo y se usa para la rehabilitación o para que forme parte del brazo del ser humano, es una de las herramientas que buscan mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad (Chávez, Rodríguez, & Baradica, 2010).

A nivel mundial, existen empresas que en la actualidad desarrollan y venden dispositivos robóticos de rehabilitación de brazo como son: Hocoma (Suiza), Interactive Motion Technologies (EE. UU), Kinetek-Wearable Robotics (Italia), BKIN Technologies (Canadá), Yikang Medical Equipment (China). (Destarac, 2016)

El presente proyecto, tiene como finalidad realizar, el diseño y construcción de un exoesqueleto ajustable de brazo, lo cual estará construido con materiales livianos y elementos que sean asequibles en el Ecuador, que servirá para diferentes personas adultas, con discapacidad en sus miembros superiores.

1.2 ANTECEDENTES

La aspiración de todo ser humano con discapacidad es mejorar su calidad de vida, por lo que se ha creado diversos dispositivos o máquinas, que permiten acoplarse a las diferentes partes del cuerpo humano o para la rehabilitación dichas personas.

Actualmente, existen en el mercado exoesqueletos y prótesis de miembros superiores, pero su elevado costo, impide la adquisición a las personas que padecen de esta discapacidad.

A nivel nacional, se han desarrollado exoesqueletos que cuentan con señales electromiográficas, que son producidas por la contracción y relajación del músculo y es característica de una sola persona, por lo que la ubicación de los sensores varía a diferentes usuarios.

1.3 JUSTIFICACIÓN

En el Ecuador, el índice de personas que sufren discapacidad física, han tenido un incremento significativo del 12,34% anual, por accidentes o problemas congénitos son aproximadamente 196758 personas que hay en nuestro país. (CONADIS, s.f.).

Por consiguiente, en la actualidad se han desarrollado exoesqueletos, que permiten dar movimiento, muy necesarios para realizar las actividades diarias, de manera independiente.

Por esta razón, dada la importancia y la necesidad, se desea construir un exoesqueleto ajustable de bajo costo, cómodo, durable, sostenible y se adapte a la anatomía del cuerpo humano, con el fin de mejorar la calidad de vida de las personas, que tienen esta discapacidad y también participar, apoyar al desarrollo y avance de la ciencia del país.

1.4 PLANTAMIENTO DEL PROBLEMA

Según (CONADIS, s.f.), existe un creciente número de 91209 personas con discapacidad de los miembros superiores entre el año 2010 y 2017. Siendo causadas por: accidentes con máquinas industriales, accidentes con alto voltaje, tumores cancerígenos en huesos (osteosarcoma, osteocondroma), heridas graves en las extremidades, problemas de circulación sanguínea, deformidad de las extremidades, cáncer avanzado, infección en los huesos (Osteomielitis) entre otras, que generan, trauma psicológico, ya que temen que la amputación disminuya la aceptación por parte de otras personas y de igual manera altera la imagen que tienen de su cuerpo y puede disminuir su autoestima. También se enfrentan a la posibilidad de pérdida de la locomoción; invalidez permanente, cambios en sus costumbres hogareñas y quizás pérdida de trabajo. Esta es la realidad que miles de personas viven en el Ecuador. (Ventura, 2014).

El Hogar de Vida “Luis Maldonado Tamayo”, está ubicado en el Barrio Isinche Grande del Cantón Pujilí, Provincia de Cotopaxi, fue creado mediante ordenanza del Gobierno Municipal del Cantón Pujilí, y administrado por el Patronato Municipal Niño de Isinche. Actualmente este centro cuenta con 38 adultos mayores residentes, los cuales reciben atención y cuidado diario en las áreas de: vivienda, alimentación, presentación personal, salud física y mental, terapia ocupacional y recreativa. El hogar cuenta con una administradora, dos auxiliares de enfermería, una fisioterapeuta, cuatro personas

cuidadoras, cuatro auxiliares de nutrición y personal de seguridad que trabajan de manera conjunta.

El Hogar de Vida tiene como función: cuidar y atender a los ancianos que acuden y residen en él, ya que tienen la predisposición de ser ayudados con el fin de mejorar su calidad de vida e interacción humana de la que carecen debido a que es una institución de beneficencia, sin fines de lucro y con autonomía financiera.

Por otra parte, se realizó la visita al “Hogar de Vida Luis Maldonado Tamayo”, en cual se manifestó que existe personas, con discapacidad de movilidad de su extremidad superior, que se produce por el pasar de los años como también la falta de actividad física, por lo que sería de gran ayuda implementar este exoesqueleto para ayudar en su terapia física de miembros superiores.

1.5 EXOESQUELETOS

1.5.1 DEFINICIÓN DE EXOESQUELETO

Un exoesqueleto es un mecanismo o estructura externa que tiene uniones que corresponden a las del cuerpo humano. Este es usado por el paciente y el contacto físico que existe entre el operador y el exoesqueleto permite una transferencia directa de la potencia mecánica y las señales de información (Molina & González, 2008).

Los exoesqueletos de partes superiores forman parte de un grupo denominado Werable Robots (Robots de vestir), estos son sistemas robóticos que visten el cuerpo humano para cumplir funciones específicas (Veslin, Ghislain, Suell, & Lengerke, 2016).

1.5.2 ESTUDIO DEL ARTE DE EXOESQUELETOS

Hoy en día, el desarrollo de exoesqueletos a nivel mundial es una de las tecnologías que está buscando mejorar las técnicas en la construcción, en cuanto a su estructura mecánica, sistema de control y el mejoramiento de la apariencia con los miembros del ser humano. Estos son concebidos para realizar diversas tareas, uno de ellas es la rehabilitación como también la sustitución de los miembros superiores para las personas que padecen este tipo de discapacidades.

En el Laboratorio de Robótica Perceptual (Percro), que forma parte de la Escuela Superior Santa Ana, en Italia se desarrolló una máquina llamada Body Extender, tiene 22 grados de libertad, puede levantar 50 kilos con cada mano, puede ejercer 10 veces la

fuerza del usuario aplicada a un objeto. En Estados Unidos, se han desarrollado exoesqueletos para los militares, el XOS 2 para soldados en el terreno, mientras que el HULC, un exoesqueleto hidráulico que le permite al soldado llevar cargas de alrededor de 90 kg. La compañía israelí Argo Medical Technologies, comercializa su dispositivo ReWalk para ayudar a las personas con discapacidad en los miembros inferiores a caminar en posición vertical usando muletas (Bowdler, 2014).

La empresa japonesa, Cyberdyne, ha desarrollado un brazo auxiliar híbrido o sistema de Hal, una gama de máquinas diseñadas para trabajos de rescate o para levantar peso en el lugar de trabajo y así evitar dañar la espalda del trabajador (Cyberdyne, 2013).

La empresa suiza Hocoma ofrece un dispositivo terapéutico llamado Lokomat, unos pantalones robóticos que se usan sobre una cinta diseñada para ayudar a los pacientes con accidente cerebrovascular y otras afecciones a mejorar su caminar, mientras que investigadores holandeses desarrollaron un dispositivo similar (Hocoma, 2014).

- **“Wearable Orthosis for Tremor Assessment and Suppression (WOTAS)”. E. Rocon, A. Ruiz, J. Pons conjunto con J. Belda, J. Sánchez, Instituto de Automática Industrial–CSIC y Universidad Politécnica de Valencia, Madrid-Valencia-España, abril del 2007.**

WOTAS es un exoesqueleto que cuenta con tres grados de libertad, el cual pretende suprimir el temblor en las tres articulaciones anatómicas con mayor contribución, las cuales son: extensión de la flexión del codo, pronación-supinación del antebrazo, extensión de la flexión de la muñeca.

El duraluminio fue seleccionado como el material para construir la estructura del exoesqueleto, mientras que los accesorios fueron realizados en material termoplástico, para facilitar la conformación de la extremidad del paciente. Las correas de velcro se han fijado a la tela para apretar el soporte al brazo. El peso de la órtesis es de 850g que es aceptable y no provoca incomodidad para el usuario como se muestra en la Figura 1.

Los sensores utilizados son los giroscopios ya que mide el movimiento de rotación, no están influenciados por la gravedad y son los que no influyen en el movimiento del sujeto. Para sensores de fuerza se utilizó un puente de Wheatstone completo que son medidores de deformación.

El actuador seleccionado se basa en un motor de corriente continua más engranaje. El motor DC seleccionado para activar las articulaciones WOTAS es un motor DC sin escobillas, plano Maxon EC45. La caja de cambios utilizada en ambos casos es una unidad Harmonic HDF-014-100-2A.

El control de todo el exoesqueleto activo está siendo implementado en la suite MatLab RT por Mathworks. Este entorno proporciona bibliotecas matemáticas que ayudan a implementar estrategias de control complejas en tiempo real. La interfaz entre el entorno MatLab y la órtesis activa se basa en una tarjeta estándar de adquisición de datos. Con el fin de proporcionar una interfaz a todas las estrategias de control se desarrolló una aplicación de software en lenguaje C. Se comunica con el controlador de nivel bajo (TPC/IP, enlace serie con cable o BlueTooth) mediante bibliotecas de vínculos dinámicos (DLL).

Sin embargo, los usuarios informaron que el exoesqueleto no podía ser considerado como una solución a su problema ya que es voluminoso y pesado. Los usuarios consideraron la posibilidad del exoesqueleto bajo la ropa, pero dicho exoesqueleto se desarrolló como una plataforma para evaluar el concepto de supresión de temblor mecánico y no como una solución ortótica final.



Figura 1 WOTAS lateral y frontal del brazo derecho

Fuente: (Rocon, Manto, Pons, & Otros, 2007)

- **“Diseño robótico de un exoesqueleto pediátrico de miembro superior basado en criterios clínicos y antropomórficos para análisis de movimiento y rehabilitación”. Alejandro Lugo, Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional (Cinvestav), Ramos Arizpe-México, abril 2013.**

Este exoesqueleto de 9 grados de libertad los cuales son: 5 GdL en el hombro (dos de la cintura escapular), 1 GdL del codo y 1 GdL en el antebrazo y 2 GdL del movimiento de la muñeca y que cada uno de estos movimientos presenta un rango de movilidad y un espacio de trabajo que el exoesqueleto debe cubrir, tiene la capacidad de adaptarse a diversas anatomías de niños de edades entre los 4 y 6 años de edad como se muestra en la Figura 2.

El exoesqueleto fue construido de aluminio AA1060, para el movimiento la mayor parte de las articulaciones se utilizaron baleros radiales de bolas, aunque para el movimiento de la pronación-supinación del antebrazo se diseñó un mecanismo de tipo balero de bolas con balines de acero, construido de aluminio con un diámetro suficiente para introducir la mano; este mecanismo está conectado a través de adaptadores antropométricos y permite la movilidad entre el codo y la muñeca. El sujetador del brazo está construido de plástico flexible en el centro, con una cubierta de hule espuma para mayor comodidad.

El sistema electrónico, utilizan transductores (potenciómetros de precisión de $100K\Omega$, de 10 vueltas) que generan una señal analógica en voltaje, dada la variación de la resistencia, por lo que, para poder conocer la posición articular, las señales analógicas obtenidas de los sensores son convertidas a digitales a través de un microcontrolador PIC de Microchip (18F4523), este dispositivo convierte las señales analógicas a digitales y son enviadas a la PC a través del protocolo de comunicación RS232. Se utilizó Matlab R2010 para el análisis de las señales digitales.

Debido a que la experimentación solo fue para comprobar la comunicación entre el exoesqueleto y la PC se proponen algunas mejoras y experimentaciones posibles e inmediatas como, por ejemplo: dispositivos de medición de precisión, los ángulos máximos y mínimos de cada articulación, considerar la ergonomía entre otros.

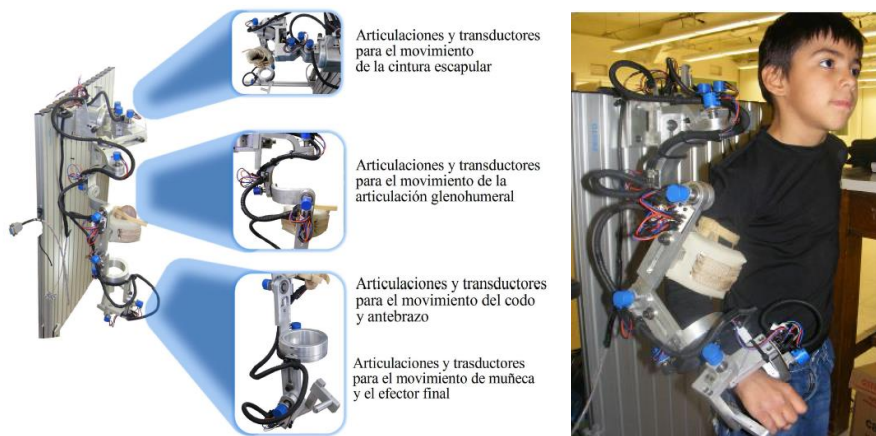


Figura 2 Exoesqueleto

Fuente: (Lugo, 2013)

- **“Diseño de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior accionado por una interfaz cerebro-máquina”. Renato Mio, Pontificia Universidad Católica del Perú, Lima-Perú, diciembre del 2014.**

El exoesqueleto que está orientado a la rehabilitación de miembro superior en personas que han sufrido ACV (accidente cerebrovascular) y se encuentran aún en la etapa de flacidez del músculo, en la cual no pueden realizar movimientos por su cuenta. Tiene tres grados de libertad de tipo rotacional, correspondientes a los movimientos del hombro de abducción-aducción y flexión-extensión, y a la flexión-extensión del codo como se muestra en la Figura 3.

Este exoesqueleto pesa cerca de 1.84Kg, tiene acoplamiento de aluminio que se ajustan por medio de correas al brazo del paciente, cuenta con un sistema de poleas y cables y actuadores lineales eléctricos. La alimentación de los actuadores y el controlador principal se da por medio de una fuente DC que toma el voltaje de la red y provee 3 tomas de 12 V para los actuadores lineales y una de 10 V aislada de las otras para el Arduino Mega.

El accionamiento por el pensamiento se logra gracias a una interfaz cerebro-máquina, la cual lee las ondas cerebrales del paciente y las envía por bluetooth a una computadora, la cual por medio de un software las procesa y determina si este pensó en mover el brazo, con lo cual accionaría el mecanismo que le permite ejecutar un movimiento predeterminado que emule una actividad de la vida diaria como, por ejemplo, el movimiento de levantar un vaso.

La variabilidad de pesos y tallas entre usuarios es un gran obstáculo en el diseño de equipos de uso sobre el cuerpo para este exoesqueleto (Mio, 2014).

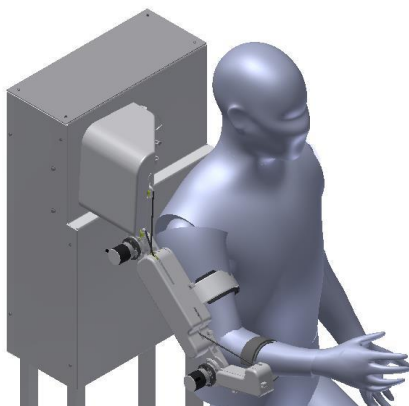


Figura 3 Exoesqueleto para rehabilitación

Fuente: (Mio, 2014)

- **“Diseño y construcción de un exoesqueleto de brazo con dos grados de libertad controlado con señales mioeléctricas para rehabilitación motora”. Iñaki Aguirre Gil y María Balza, Universidad del Zulia, Punto Fijo, Venezuela, marzo del 2015.**

Este exoesqueleto es una aplicación de la ingeniería que permite ayudar a personas que presentan discapacidad motora. Es un exoesqueleto de brazo con dos grados de libertad controlado con señales mioeléctricas como se muestra en la Figura 4. La estructura del exoesqueleto fue diseñada mediante un paquete de software y simulación en 3D y fue construido con acrílico. Se diseña e implementa una tarjeta para la adquisición y tratamiento de la señal mioeléctrica (amplificación y filtrado). Se emplean servomotores para el movimiento del exoesqueleto que poseen en su interior sensores de posición. Este se integra con un sistema de monitorización ubicado en un computador personal. (Aguirre & Balza, 2015)

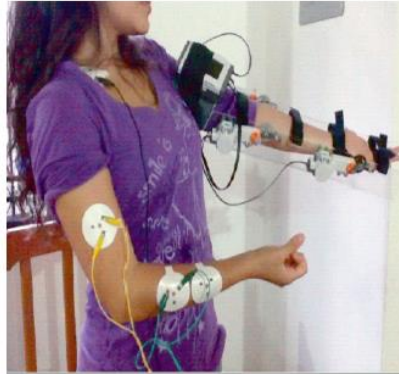


Figura 4 Brazo de dos grados

Fuente: (Aguirre & Balza, 2015)

- **“Diseño y construcción de un exoesqueleto de 6GDL para potenciar las capacidades en personas que han perdido la movilidad parcial del miembro superior derecho”. Mariela Molina y Johana Sancho, Universidad de las fuerzas Armadas ESPE, Latacunga-Ecuador, mayo del 2015.**

Este proyecto consta con 6GDL de un peso aproximado de 4KG, que es accionado por señales Electromiografías (EMG) que se obtienen de la contracción muscular para lo cual se utilizó el Kit Muscle Sensor V3 y la tarjeta arduino, la estructura se realizó en ABS pero el soporte del espaldar fue realizado en aluminio debido a que en el país no se encuentra ningún polímero accesible. Los servomotores utilizados en el proyecto son: Servo vigor VSD-11YMB, Pololu HD 1235MG, Servomotor Pololu Torxis i600, Servo Motor Hitec HS-815BB como se ilustra en la Figura 5. Se utilizó la tarjeta controladora Pololu debido a que es una tarjeta diseñada para trabajar con servos a velocidades de pulso configurables.

Se utilizó Baterías de litio (Li-Po) que a plena carga tienen una duración de 6 horas que podría variar según el uso del mismo, el proyecto presento interferencias y retardo en la respuesta de los servomotores por lo que recomiendan el uso de otros sensores musculares.

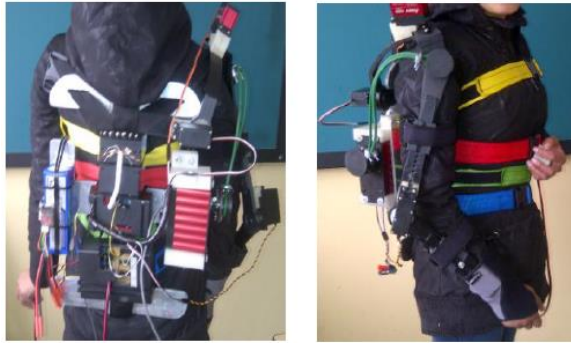


Figura 5 Exoesqueleto

Fuente: (Molina & Sancho, 2015)

- **“Diseño e implementación de un Exoesqueleto mecánico lateral izquierdo para la rehabilitación Humana”. Nelson Mena y Cristóbal Veloz, Universidad Politécnica Nacional, Quito-Ecuador, enero del 2013.**

Este exoesqueleto desarrollado para la realización de movimientos terapéuticos de rehabilitación al paciente, posee con una estructura metálica (silla móvil) como se muestra en la Figura 6, lo suficientemente resistente para soportar el peso del usuario y la acción de los actuadores para así evitar la fatiga y daños físicos al usuario, el control de cada una de las articulaciones puede ser manual a través de un joystick o de manera automática programando los movimientos de rehabilitación a través de una HMI en Labview

Se usa dos baterías (6V y 12V) conectadas en serie que alimentan al sistema de control y los motores DC, la posición de cada articulación está dada por señales de sensores resistivo colocados en cada eje del motor que sirven para parar el sistema en un caso de emergencia evitando daños en la estructura y en el usuario. El sistema de control consta con dos microprocesadores ATMEGA, uno recibe datos para realizar el mando manual y el otro realiza el modo automático. Para la sujeción se realizó con tiras de velcro y esponja.



Figura 6 Exoesqueleto mecánico

Fuente: (Mena & Veloz, 2013)

- **“Diseño y construcción de un exoesqueleto para rehabilitación de la extremidad superior derecha”. Cristian Palacios, Universidad Tecnológica Equinoccial, Quito-Ecuador, julio 2014.**

Este exoesqueleto consta de tres partes principales que son: la parte electrónica, mecánica y de control además solo posee 1GDL. En la electrónica se diseñó un circuito para la adquisición de señales EMG como se muestra en la Figura 7. Este está controlado por un ordenador que comanda las rutinas, ángulos de movimiento y a su vez inicia el registro de datos, por la DAC y poder procesarlos en una PC y gestionar los movimientos de exoesqueleto, visualizarlos en un ambiente gráfico (Matlab).

El proyecto fue construido en aluminio y para dar movimiento se utilizó un servomotor.

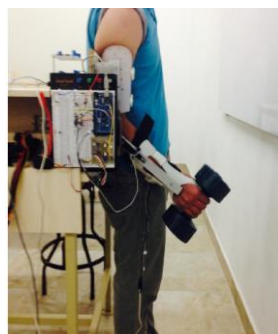


Figura 7 Exoesqueleto

Fuente: (Palacios Herrera, 2014)

Entre otros exoesqueletos presentamos en la siguiente Tabla 1.

Tabla 1**Características funcionales de exoesqueletos del miembro superior**

Exoesqueleto	Características	Actuadores	Control	Portabilidad
Kiguchi	3 GDL	Motores DC	Control de impedancia Señales EMG, variables Cinemáticas	Sujeción a la pared
Rosen	7 GDL Peso: 5 Kg	Control de par. modelo Hill Motores DC	Señales mioléctricas, var. cinemática. y dinámica.	Fijado a la pared
Tsagarakis	7 GDL Peso: <2 Kg	Neumática (pMA)	Control de por Variables dinámicas	Anclado sobre mesa
MULOS	5 GDL	Motores DC		Fijado a silla de ruedas
DiCicco	1 GDL	Neumática	Señales EMG	Portátil
ASSIST	1 GDL Peso: 390 g	Neumática tipo McKibben	Control de presión	Portátil
Brown	6 GDL	Motores DC + transmisión cables		Portátil
Wege	4 GDL	Motores DC + transmisión cables	Control de par	Portátil
Caldwell	7 GDL	Motores DC + transmisión cables	Control de fuerza	Anclado
HAL-5	20 GDL	Motores DC	Señales EMG Generación de patrones de movimiento	Portátil
“Muscle Suit”	6 GDL Peso: 4.6 Kg	Neumática tipo McKibben	Método de presión diferencial	Portátil
“Power Assist Suit”	10 GDL Peso: 30 Kg	Neumática	Control de posición Señales bioeléctricas	Portátil
Kinarm	2 GDL	Motores eléctricos		Anclado
WOTAS	3 GDL Peso: 850 g	Motores DC planos y Giroscopios	Control de impedancia Variables dinámicas	Portátil
Sarcos Master Arm	7 GDL	Hidráulica	Control de Impedancia	Fijado a base

1.6 MATERIALES DE EXOESQUELETOS

Para el diseño del exoesqueleto de miembro superior, se debe considerar que diferentes materiales se utilizan para su construcción para posteriormente realizar la selección del material adecuado.

Para el diseño y construcción del exoesqueleto, se utilizan comúnmente los siguientes materiales: Aluminio, Acero, Fibra de carbono, Fibra de vidrio, acrílicos (polímeros), titanio, ABS, Teflón, Nylon, tomando como referencia las propiedades mecánicas, físicas y químicas de los materiales, es decir, la resistencia a la flexión, el cizallamiento, la torsión, la dureza y la densidad del material. (Díaz & Velasco, 2014)

1.7 ANATOMÍA DEL MIEMBRO SUPERIOR

El miembro superior está compuesto anatómicamente por cuatro regiones o partes: hombro o cintura escapular, brazo, antebrazo y mano. Donde el brazo y antebrazo son las que están estrechamente relacionadas con el codo como se puede ver en la Figura 8. (Martínez, 2015)



Figura 8 Partes del miembro superior

Fuente: (Martínez, 2015)

1.7.1 ANÁLISIS BIOMECÁNICO DEL MIEMBRO SUPERIOR

El análisis biomecánico es identificar los grados de libertad, (DoF), del miembro superior. Con estos grados de libertad se logran la mayoría de los movimientos del miembro superior, exceptuando los movimientos de la mano.

El hombro es el resultado de uno o varios movimientos de cada una de las articulaciones formadas entre las estructuras óseas que ahí convergen como se observa en la Figura 9. (Colin & Alcázar, 2016)

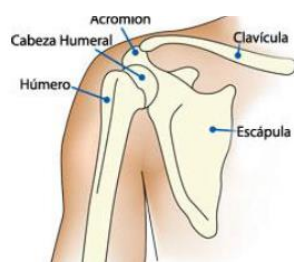


Figura 9 Articulación de la cintura escapular

Fuente: (Copado, 2013)

Por lo tanto, el hombro presenta 3 GdL sin considerar la movilidad de la cintura escapular, en este caso se va a considerar solo 1 GdL con el movimiento de flexión-extensión como se puede observar en la Figura 10.

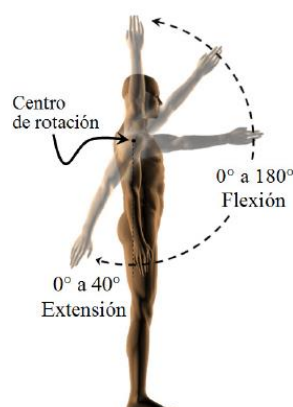


Figura 10 Movimiento de flexión-extensión del hombro

Fuente: (Montenegro, Lugo, & Núñez, 2013)

El codo presenta dos movimientos articulares que involucran principalmente a la articulación húmero-radio-cubital. El primero de ellos es la flexión-extensión, la cual, en un plano sagital, el antebrazo se dirige adelante-arriba (flexión), y prosigue con un movimiento hacia abajo-atrás (extensión), y cuenta con un rango de movilidad de 0 a 140-145 máximo como se muestra en la Figura 11(a). El segundo movimiento es el de pronación-supinación, que se genera cuando, desde la posición anatómica, la palma de la mano se dirige hacia arriba con rango de 0 a 90 (pronación), y cuando la palma se dirige

hacia abajo con un rango de 0 a 85 (supinación) como se muestra en la Figura 11(b) (Montenegro, Lugo, & Núñez, 2013).

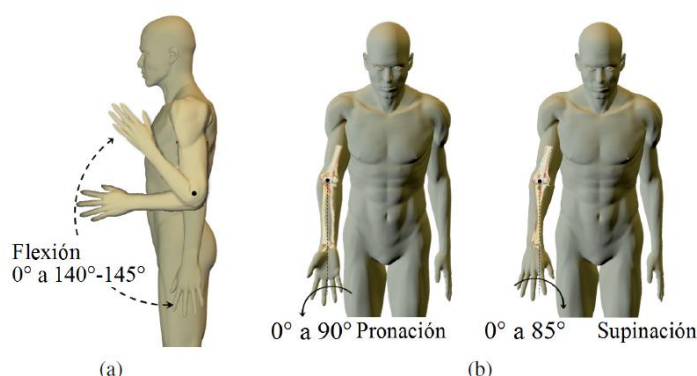


Figura 11 Movimiento articular del codo y el antebrazo. (a) Movimiento Articular de Flexión-Extensión en el codo. (b) Movimiento Articular de Pronación-Supinación en el codo.

Fuente: (Montenegro, Lugo, & Núñez, 2013)

1.7.2 ANTROPOMETRÍA DEL MIEMBRO SUPERIOR

La antropometría es un área encargada de las mediciones corporales humanas. Su objetivo es aplicar diversas técnicas de medición para la obtención de datos para el diseño de sistemas ergonómicos y adaptables, en nuestro caso, del exoesqueleto que se encuentren en contacto directo con el paciente. (Norton & Olds, 2004)

En (Pons, 2008), para el estudio del brazo toda la mano es considerada como un solo segmento, de esta forma, la estructura del brazo es simplificada en tres segmentos unidos entre ellos por las juntas y unidos al cuerpo a través del hombro. La distancia de los segmentos se considera constante, y depende de la altura del individuo a través de una relación numérica y se pueden apreciar en la siguiente Tabla 2.

Tabla 2

Longitud de segmento

Segmento	Distancia
Brazo (L1)	0.186H
Antebrazo (L2)	0.146H
Mano (L3)	0.108H

Fuente: (Pons, 2008)

Donde H es igual a la altura del cuerpo en centímetros.

1.7.3 REHABILITACIÓN DEL MIEMBRO SUPERIOR

La Terapia Ocupacional se encarga de la prevención, el diagnóstico funcional, la investigación y el tratamiento de las ocupaciones cotidianas en diferentes áreas, como el cuidado personal (la alimentación, la higiene), el esparcimiento (los juegos y las actividades lúdicas) y la productividad (las actividades laborales) (Parada & Vásquez, 2013).

Los profesionales responsables de la rehabilitación de la extremidad superior suelen ser comúnmente fisioterapeutas y terapeutas ocupacionales. El terapeuta se encarga de mover el brazo y las articulaciones con el objetivo de mantener la movilidad ya que puede asistir a estos movimientos o mostrar resistencia a éstos al igual que una máquina de gimnasio. (Kumpel & Scatton, 2016)

Terapia ocupacional en pacientes con diagnósticos de fractura de miembro superior.

La terapia ocupacional es una disciplina que se realiza por medio de actividades constructivas que tiene por objetivo la rehabilitación física, psicológica, social y vocacional, para integrar o reintegrar al individuo a la comunidad como un ser productivo (Fuentes, Sántigo, & Ramírez, 2008).

La cual pretende lograr los siguientes objetivos: mantener la gama de movimientos, aumentar la fuerza muscular, mejorar y desarrollar destrezas, lograr la independencia en el desempeño de las tareas ocupacionales y en las actividades de la vida diaria, el adiestramiento en el cambio de dominancia del miembro afecto. El hombro es la articulación proximal del miembro superior que tiene más movimiento de todo el cuerpo y es la que tiene mayor amplitud articular, ya que se mueve en todos los ejes, transversal, anteroposterior y vertical; el codo es la articulación de alejamiento y acercamiento de la mano gracias a esta, el paciente puede alimentarse, bañarse, vestirse. (Parada & Vásquez, 2013)

Se puede afirmar que gracias a la articulación del codo del ser humano puede llevar los alimentos a su boca. El alimento es recogido en extensión-propinación y es llevado hacia la boca por un movimiento de flexión-supinación. La pronosupinación desempeña, además, una función esencial en todas las acciones de la mano (actividades de aseo

personal, sostener objetos, apoyarse, utilización de herramientas, etc.) (Fernández, Ruiz, & Sánchez, 2010)

Las actividades en general de las sesiones terapéuticas se adaptarán cada vez más a la línea de actividades normales, tanto del trabajo como del hogar.

Entrevistas a Fisioterapistas en la provincia de Cotopaxi

En el Patronato Municipal de Amparo Social Latacunga existe una clínica de fisioterapia atendida por la Licenciada Magdalena Patiño fisioterapeuta, a la cual se entrevistó y manifestó que “un exoesqueleto es una máquina de mucha utilidad en el ámbito de rehabilitación ya que brindará movimientos a los pacientes que tengan pérdida de movilidad o fracturas en sus miembros superiores, por lo general siempre se ha trabajado por la flexión y extensión tanto del brazo como del hombro”.

En el Hogar de Vida “Luis Maldonado Tamayo” en Pujilí, la Licenciada Jenny Pérez fisioterapeuta encargada en el área de rehabilitación de dicha institución ha trabajado con personas adultas mayores quien afirmó que “un exoesqueleto brindará gran servicio para la rehabilitación tanto físicas como psicológicas para estas personas ya que con el paso del tiempo el cuerpo humano sufre enfermedades como la hemiplejia, parálisis cerebral, el sedentarismo, pérdida de movilidad entre otros”.

Mediante la voz de los profesionales en fisioterapia, para el desarrollo de un exoesqueleto se debe tomar en cuenta los grados de libertad como son: flexión-extensión del hombro 180° , flexión-extensión del codo 120° , y pronación-supinación 180° , para la rehabilitación de un paciente del miembro superior. La estructura debe ser liviana y de un material que no produzca lesiones a la piel o que provoque escaras o úlceras, por el gran esfuerzo al realizar la rehabilitación. Se debe tener en cuenta su fácil manejo y seguro tanto para varios pacientes como para el fisioterapeuta.

1.8 CINEMÁTICA Y DINÁMICA DE UN ROBOT

1.8.1 CINEMÁTICA

La cinemática del robot estudia el movimiento con respecto a un sistema de referencia. Así, la cinemática se interesa por la descripción analítica del movimiento espacial del robot como una función del tiempo, y en particular por las relaciones entre la posición y la orientación del extremo final del robot con los valores que toman sus coordenadas articulares. (Barrientos, 2007)

Cinemática directa

Consiste en determinar cuál es la posición y orientación del extremo final del robot, con respecto a un sistema de coordenadas que se toma como referencia, conocidos los valores de las articulaciones y los parámetros geométricos de los elementos del robot.

Algoritmo Denavit-Hartenberg es un método matricial que establece la localización que se debe tomar cada sistema de coordenadas $\{S_i\}$ ligado a cada eslabón i de una cadena articulada, para sistematizar la obtención de las ecuaciones cinemáticas de la cadena completa. Se calcula la matriz T con la Ecuación 1, donde θ_i , d_i , a_i , α_i son los parámetros D-H del eslabón i .

$$T = {}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} C\theta_i & -C\alpha_i S\theta_i & S\alpha_i S\theta_i & a_i C\theta_i \\ S\theta_i & C\alpha_i C\theta_i & -S\alpha_i C\theta_i & a_i S\theta_i \\ 0 & S\alpha_i & C\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{Ecuación 1}$$

Cinemática inversa

Consiste en encontrar los valores que deben adoptar las coordenadas articulares del robot $q = [q_1, q_2, \dots, q_n]^T$ para que su extremo se posicione y oriente según una determinada localización espacial $(p, [n, o, a])$.

1.8.2 DINÁMICA

La dinámica se ocupa de la relación entre las fuerzas que actúan sobre un cuerpo y el movimiento que en él se origina. Por tanto, el modelo dinámico de un robot tiene por objetivo conocer la relación entre el movimiento del robot y las fuerzas implicadas en el mismo.

1.9 TEORÍA DE LA ENERGÍA DE DISTORSIÓN PARA MATERIALES DÚCTILES

También se denomina:

Teoría de Von Mises o Von Mises-Hencky

La teoría de la energía de deformación máxima predice que la falla por fluencia ocurre cuando la energía de deformación total por unidad de volumen alcanza o excede la energía de deformación por unidad de volumen correspondiente a la resistencia a la fluencia en tensión o en compresión del mismo material. Se originó debido a que se comprobó que

los materiales dúctiles sometidos a esfuerzos hidrostáticos presentan resistencias a la fluencia que exceden en gran medida los valores que resultan del ensayo de tensión simple y surgió como consecuencia de que la fluencia no es en lo absoluto un simple fenómeno de tracción o compresión, sino que más bien de alguna manera se relacionan con la deformación angular del elemento. (Budynas & Nisbett, Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley, 2008).

Esta distorsión no predice falla bajo presión hidrostática y concuerda con todos los datos del comportamiento dúctil. Por consiguiente, es la teoría más empleada para los materiales dúctiles bajo cargas estáticas o para esfuerzos normales, cortantes o combinados y se recomienda para los problemas de diseño, porque se considera el mejor método el cual se aproxima a los resultados experimentales a menos que se especifique otra cosa. El esfuerzo de Von Mises puede ser pensado como un valor único de esfuerzo (esfuerzo efectivo) para el estado general de esfuerzo dentro de un elemento de esfuerzo, ya que alude que el cuerpo se comporta elásticamente cuando alcanza la Resistencia de cedencia (Massa & Giudici, 2015).

Donde el esfuerzo Von Mises es dada por la siguiente Ecuación 2:

$$\sigma' = \left(\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right)^{1/2} \quad \text{Ecuación 2}$$

Para el esfuerzo plano sea σ_a y σ_b los dos esfuerzos principales diferentes de cero. Entonces se obtiene la Ecuación 3:

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_A^2 - (\sigma_A \sigma_B)^2 + \sigma_B^2} \quad \text{Ecuación 3}$$

La teoría de la energía de distorsión simplemente compara el esfuerzo de Von Mises con la resistencia a la fluencia mostrada en la Ecuación 4.

$$\sigma' \leq S_y \quad \text{Ecuación 4}$$

Las ecuaciones dadas indican que una situación de esfuerzo complejo se puede representar por medio de un solo valor, el esfuerzo de Von Mises, el cual puede compararse con la resistencia a la fluencia del material a través de la ecuación. Esta ecuación puede expresarse como una ecuación de diseño mediante donde n es el Factor de diseño como se muestra en la Ecuación 5. (Ortiz B., 2014)

$$\sigma' = \frac{S_y}{n}$$

Ecuación 5

1.10 MÉTODO DE ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

Es un método numérico para la solución de problemas de ingeniería hoy comúnmente empleado para la resolución de problemas que involucran un alto grado de complejidad, de matemáticas aplicadas así como las fisicomatemáticas, ya que la gran mayoría de los problemas que se presentan en estas áreas, comúnmente involucran geometrías complejas, cargas no distribuidas para la solución de problemas como: el análisis de estructura, problemas de transferencia de calor, entre otros, por lo que generalmente no es posible obtener alguna solución analítica directamente de expresiones matemáticas (Jiménez P., 2004)

Durante la aplicación del método de elementos finitos, en lugar de intentar resolver el problema como un todo en una sola operación, se divide el cuerpo del problema en un número finito de elementos mediante la “discretización”, los cuales a su vez se resuelven simultáneamente y se obtienen el resultado de un todo conformado por cada resultado arrojado por los elementos finitos.

El análisis por elementos finitos, también realiza la modelación matemática a través de métodos energéticos, con la finalidad de obtener modelos más confiables, eficientes y optimizados, para la determinación de fallas de material como es el criterio de Von Mises, o también conocido como “Criterio de Máxima Energía de Distorsión” (Cardona, 2014)

Por lo que, en el diseño mecánico se puede realizar por medio de software de diseño asistido por computadora (CAD) se utiliza de manera considerable, el método de análisis que se integra perfectamente con el CAD es el análisis de elemento finito. Existe una gran cantidad de aplicaciones del FEA tales como análisis estático y dinámico, lineal y no lineal, de esfuerzo y de deflexión, etc., que se puede combinar con el análisis de esfuerzo y de deflexión. (Budynas & Nisbett, Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley, 2008)

1.11 PARTES CONSTITUTIVAS DEL EXOESQUELETO DEL MIEMBRO SUPERIOR

El exoesqueleto está constituido por cuatro elementos básicos. La base del exoesqueleto, el microprocesador, los servomotores y el computador o microcontrolador.

Una base o soporte va a sujetar los diferentes elementos, así como al usuario, y que permita al usuario tener comodidad y que tenga una función ergonómica.

Los brazos mecánicos, que serán los elementos que soporten directamente la carga transmitiéndola al resto del exoesqueleto, con actuación externa para que el usuario únicamente se encargue del control de los movimientos no debiendo efectuar esfuerzo alguno.

Para el sistema de sujeción se realiza con tiras de velcro y esponja u otro material amigable con el contacto de la piel, así no provoque infecciones con el paciente.

1.12 ALTERNATIVAS DE DISEÑO

Culminando la etapa de recopilación de información, el siguiente paso será el diseño, para ello se utilizará el método de ingeniería inversa que consiste en: “Análisis de un sistema para identificar sus componentes actuales y las dependencias que existen entre ellos, para extraer y crear abstracciones de dicho sistema e información de su diseño” (Molina & Sancho, 2015).

Con la ayuda de las entrevistas a fisioterapeutas citadas en el 1.7.3, se ha propuesto realizar un exoesqueleto con tres grados de libertad para los movimientos de flexión-extensión del hombro, flexión- extensión del codo y pronación-supinación de la muñeca. Los dos primeros movimientos van prestar servicios en la rehabilitación, mientras con que el otro movimiento va a servir, para personas que no tienen parte del miembro superior conjuntamente con una prótesis de mano.

Cabe destacar que la estructura del exoesqueleto debe ser de un material liviano, ya que, si sobrepasa el peso puede causar algún malestar al usuario al momento de usarlo. Para el sistema de sujeción del exoesqueleto se considerará, que sea de material de velcro, nylon entre otros, y se pueda lavar para evitar infecciones posteriores.

El sistema de control que se propone realizar será de lazo cerrado, el cual se diseñará para ser activado por medio de interruptores, debido a que las señales electromiográficas (EMG), son producidas por la contracción y relajación del músculo, siendo esta una característica única de cada persona.

Para dar movimiento al exoesqueleto se utilizaría servomotores, debido a que en otros proyectos son los más utilizados, como se puede ver en la Tabla 3, por mejor control del movimiento, también se les colocaría sensores de rotación (encoder), mediante estos se

podrá sentir el movimiento de los ángulos de rotación, para tener mayor precisión de la posición. Se propone dos velocidades de accionamiento, una baja y otra normal, en razón de que al iniciar la rehabilitación se debe ejecutar con una baja velocidad para no causar dolor a las personas. Para la seguridad se pretende utilizar sensores de proximidad lo que permitirá desactivar el movimiento que evitará posibles fracturas en el usuario. Para complementar se considerará realizar la conexión remota para la activación del exoesqueleto.

Tabla 3
Comparación de exoesqueletos

Exoesqueleto	Características	Actuadores	Control	Material
WOTAS	3 GDL Peso: 850 g	Motores DC planos y Giroscopios	Control de impedancia (Puente) Variables dinámicas	Aluminio, termoplástico y correas velcro
Exoesqueleto de 6 grados de libertad	6GLD Peso: 4Kg	Servomotores	Señales Mioeléctricas	Aluminio y ABS
Exoesqueleto de 1GDL	1GDL	Servomotor	Ordenador con señales mioeléctricas	Aluminio
Exoesqueleto de 2 GDL	2GDL	Servomotores LEGO Mindstorm	Computador personal y con señales mioeléctricas	Acrílico
Exoesqueleto de 7GDL	7GDL	Motores DC	Joystick y computador personal con Labview	Metálica sujeción con velcro y esponja
Exoesqueleto de 3GDL	3GDL Peso: 1.84Kg	Actuadores Lineales	Ondas cerebrales computador personal	Aluminio, correas.
Exoesqueleto de 9GDL	9GDL	Potenciómetros de precisión	Computador personal (MatLab), PIC	Aluminio 1060, plástico flexible, espuma

CAPÍTULO II

DISEÑO Y SELECCIÓN DE DISPOSITIVOS

En este capítulo se detallará el diseño del exoesqueleto, tanto en la parte mecánica, electrónica y de control, según los parámetros de diseño, para posteriormente seleccionar los componentes y materiales, con fin de realizar su simulación del sistema mecánico y electrónico.

2.1 PLANIFICACIÓN DE MOVIMIENTOS

Para la planificación de los movimientos viene dado por el estudio biomecánico del miembro superior, que se citó en el apartado 1.7.1.

Para el exoesqueleto a construir se tomarán en cuenta tres movimientos (3 GDL) a saber:

- **Hombro**

En el hombro, se tomará en cuenta los movimientos de flexión – extensión teniendo 1GDL, además considerando los grados de giro como se visualiza en el Figura 12.

Flexión - Extensión: 0° - 180°

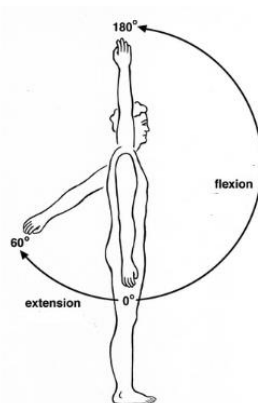


Figura 12 Movimiento Flexión–Extensión del hombro

Fuente: (Sergio - Bacterianutritiva, s.f.)

- **Codo**

En el codo, para el desarrollo del exoesqueleto se ha tomado los movimientos de flexión- extensión, con los ángulos de giro de una persona normal como se muestra en la Figura 13.

Flexión – Extensión: 0° - 120°

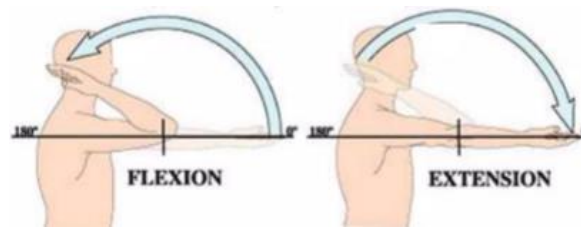


Figura 13 Movimiento Flexión–Extensión del codo

Fuente: (Sergio - Bacterianutritiva, s.f.)

- **Muñeca**

La muñeca se tomará en cuenta el movimiento de rotación, la posición neutra es aquella en que la mano está al mismo nivel que el antebrazo como se muestra en la Figura 14. (Del Sol Rodríguez, 2015)

Rotación: 360°



Figura 14 Movimiento rotación de la muñeca

Fuente: (ASPAR, s.f.)

Limitaciones al movimiento

Es necesario, restringir ciertos movimientos al momento de desarrollar el exoesqueleto por condiciones de seguridad y comodidad del usuario. Algunas de estas restricciones vienen dadas por los cálculos ya sea la velocidad, el torque entre otros. Por lo tanto, las medidas aceptadas, como los alcances y giros límites de los movimientos están relacionados entre sí, y además se limitan a la elección de los actuadores. Por ello, se especifican a continuación las limitaciones al movimiento descritos por:

- Ángulo máximo del brazo sobre la horizontal

Ángulo máximo que puede girar el brazo por encima de la horizontal, con respecto al hombro. Su valor está condicionado a la fuerza máxima que debe desarrollar el actuador que acciona el brazo completo, como se muestra en la Figura 15a.

- Ángulo mínimo entre brazo y antebrazo

Menor ángulo que pueden formar entre sí los ejes axiales del brazo y el antebrazo, con respecto al codo. Su valor está condicionado a la extensión completa del brazo humano, como se muestra en la Figura 15b.

- Ángulo máximo entre brazo y antebrazo

Mayor ángulo que pueden formar entre sí los ejes axiales del brazo y el antebrazo, con respecto al codo. Su valor está condicionado, a la contracción máxima admisible del antebrazo por cuestiones de seguridad para el usuario, como se muestra en la Figura 15b.

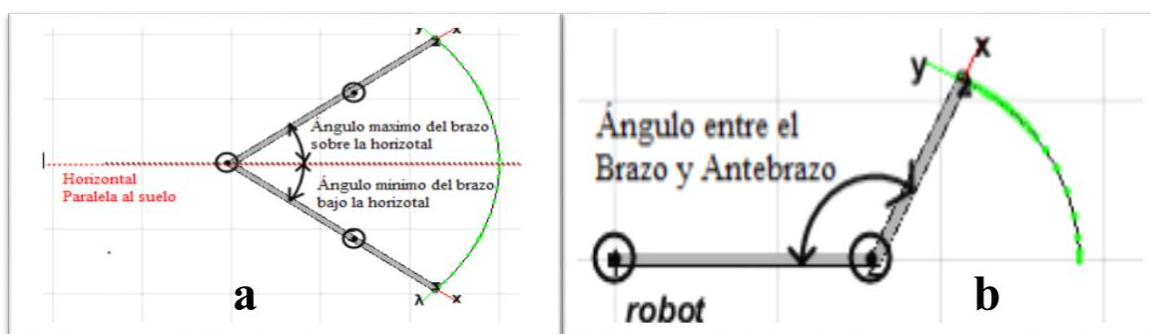


Figura 15 Esquema de los ángulos de actuación del brazo.

- Ángulo máximo entre el eje axial del antebrazo y la horizontal

Independientemente del ángulo que forme el brazo con la horizontal, el eje del antebrazo no podrá sobrepasar en ningún caso la vertical como medida límite, es decir, los 90° para evitar que la carga caiga sobre el operario. Su valor está condicionado por cuestiones de seguridad para el usuario, como se muestra en la Figura 16.

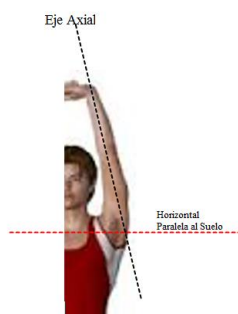


Figura 16 Esquema del eje axial del antebrazo y la horizontal

2.2 DISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO

Para realizar el diseño mecánico se establece parámetros de diseño, el mismo y luego compara con un software.

2.2.1 PARÁMETROS MECÁNICOS

Para el diseño mecánico se considera las características físicas del paciente, como son el peso y talla conjunto con los grados de libertad que deberá cumplir el exoesqueleto en desarrollo.

- Mediante la lectura y la investigación de varias tesis y documentos científicos, tales como los que se ha mencionado en el apartado 1.5.2 y con la información adquirida sobre la biomecánica del miembro superior, que se detalló en el apartado 1.7.1, se pretende realizar un exoesqueleto que va a contar con tres grados de libertad y que además será ajustable por comodidad del paciente como se citó en el apartado 1.7.3.
- Para definir el tamaño de la estructura, se establece datos que se han hecho por la antropometría como se citó en el apartado 1.7.2, así se diseñan las partes que van a estar constituidas el exoesqueleto de esta manera será adaptable para cualquier persona.
- Para la ergonomía del exoesqueleto, se realizó una previa visita a los fisioterapeutas, para procurar tener cuidado con partes de los miembros superiores de los pacientes como también otras partes del cuerpo.

2.2.2 DISEÑO DE LA ESTRUCTURA DEL EXOESQUELETO

Para iniciar el diseño de la estructura del exoesqueleto, se lo realiza aplicando alternativas de diseño como se menciona en el apartado 1.9, con el que se obtiene detalles y características esenciales para su elaboración.

Para la elaboración del bosquejo, se toma como referencia el exoesqueleto mostrado en el apartado 1.5.2 en la figura 5, por lo que este diseño permite adaptarse a la anatomía del brazo y está construido con materiales asequibles en el país.

Este es un bosquejo general del modelo deseado como se visualiza en la Figura 17, el cual posee eslabones acoplados, que se asemejan a la estructura del miembro superior, se lo realizó con un software que permita simular y verificar valores lo

más cercanos a la realidad, a la izquierda se tiene el bosquejo la parte interna y a la derecha es la parte externa de cómo va a quedar el exoesqueleto en desarrollo.

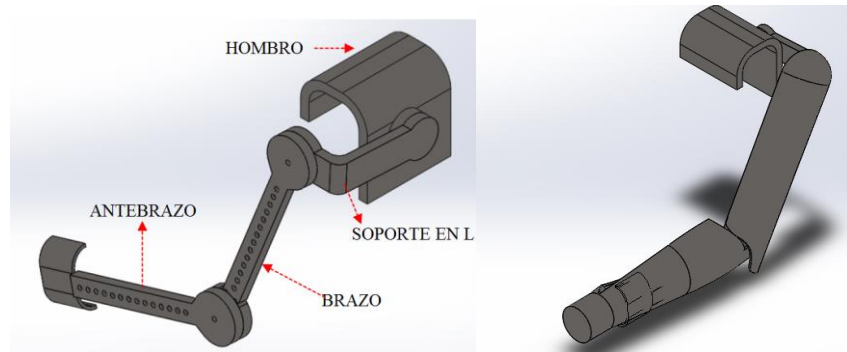


Figura 17 Bosquejo del exoesqueleto

Distancia del brazo y antebrazo

Para obtener el rango de estatura, se procede a medir a un grupo de 38 personas, 19 mujeres y 19 hombres quedando los rangos de la siguiente manera: Mujeres de 145 a 160cm, Hombres de 155 a 170cm. Finalmente se toma el rango mínimo de las mujeres y el rango máximo de los hombres.

Para el cálculo de las distancias de los segmentos del miembro superior, se toma el rango de estatura de 145cm a 170cm, conjuntamente se utilizará la Tabla 2 que se encuentra en el apartado 1.7.2, en la que se detalla la fórmula para sacar dicha longitud.

H= estatura de la persona

Distancia del segmento del brazo

$$H_{min} = 145cm$$

$$LB_{min} = 0.186 * H_{min}$$

$$LB_{min} = 0.186 * 145cm$$

$$\mathbf{LB_{min} = 26.97cm}$$

$$H_{max} = 170cm$$

$$LB_{max} = 0.186 * H_{max}$$

$$LB_{max} = 0.186 * 170cm$$

$$\mathbf{LB_{max} = 31.62cm}$$

Distancia del segmento del antebrazo

$$H_{min} = 145cm$$

$$L_{Amin} = 0.186 * H_{min}$$

$$L_{Amin} = 0.146 * 145cm$$

$$\mathbf{L_{Amin} = 21.17cm}$$

$$H_{max} = 170cm$$

$$L_{Amax} = 0.146xH_{max}$$

$$L_{Amax} = 0.146 * 170cm$$

$$\mathbf{L_{Amax} = 24.82cm}$$

Con los datos calculados de las distancias del miembro superior, se realiza el diseño del modelado de cada una de las piezas que conforman el exoesqueleto, luego se realiza el ensamble final del exoesqueleto como se muestra en la Figura 18 y posteriormente se efectuará el análisis estático y cinemático, para ello se utilizará el método de elementos finitos y la cinemática del robot respectivamente.

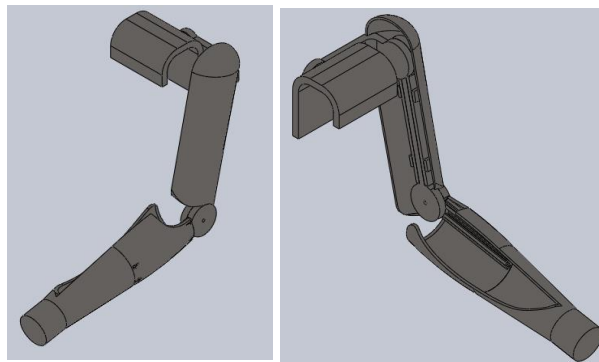


Figura 18 Ensamble final del Exoesqueleto

Peso que tiene la extremidad superior

Para la obtención del peso del miembro superior, se hace referencia a un peso promedio de cada individuo de nuestro país, que aproximadamente es de 58Kg. (INEC, 2015)

Se utilizará parámetros inerciales para el modelado biomecánico del cuerpo humano, que es la determinación de puntos anatómicos como la información del momento de

inercia (I), la masa de cada segmento, centro de gravedad (CG), ejes de referencia con la ayuda de la siguiente Tabla 4. (Soto & Gutiérrez, 1996)

Tabla 4
Parámetros Inerciales generador por Cluster

SEGMENTO	MASA	CG
Cabeza y cuello	7.3 %	46.4 %
Tronco	50.7 %	38.03 %
Brazo	2.6 %	51.30 %
Antebrazo y mano	2.3 %	
Antebrazo	1.6 %	38.96 %
Brazo completo	5 %	
Mano	0.7 %	82.0 %
Muslo	10.3 %	37.19 %
Pie	1.5 %	44.9%

Fuente: (Soto & Gutiérrez, 1996)

La ecuación 6, sirve para determinar el peso de cada segmento del miembro superior:

$$\% \text{ segmento} * \text{peso corporal}(Kg) = \text{peso del segmento} \quad \text{Ecuación 6}$$

Brazo

$$0,026 * 58 = 1,508Kg$$

Antebrazo

$$0,016 * 58 = 0,928Kg$$

Mano

$$0,007 * 58 = 0,406Kg$$

Peso total del miembro Superior

$$1,508 Kg + 0,928 Kg + 0,406Kg = \mathbf{2,842 Kg}$$

2.2.3 SELECCIÓN DEL MATERIAL DE LA ESTRUCTURA

Para realizar la selección del material se ocupa el método ordinal corregido de criterios ponderados, que se decide entre diversas soluciones hasta conocer el orden de preferencia de su evaluación global (Riba, 2002).

Mediante la recopilación de información que se realizó en el Capítulo 1, se escoge los materiales que se han construido los exoesqueletos los cuales son: ABS, Teflón, Nylon, Aluminio y Titanio.

Los criterios que se toma en cuenta son: si los materiales se pueden realizar en los procesos de fabricación aditiva y/o sustractiva

Los criterios para los materiales son los siguientes:

- La fabricación del material se puede realizar en forma aditiva, sustractiva o ambas.
- El costo del material debe ser el más económico.
- El tiempo de manufactura debe ser el menor.
- La disponibilidad del material en el país.
- La densidad del material debe ser menor para que sea más liviano.

En la siguiente Figura 19, se muestra la ponderación de los materiales con los criterios.

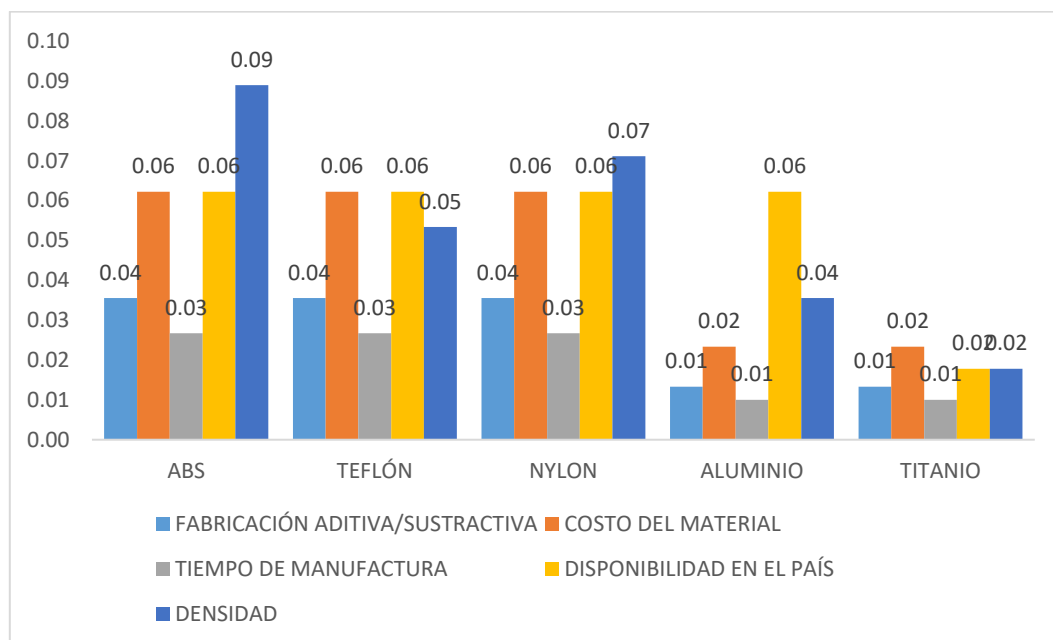


Figura 19 Materiales vs Criterios

Para concluir se suma la ponderación de cada criterio, mostrando así el material con su ponderación final, como se visualiza en la Figura 20, y finalmente se obtiene el mejor material para construir el exoesqueleto, que es el ABS.

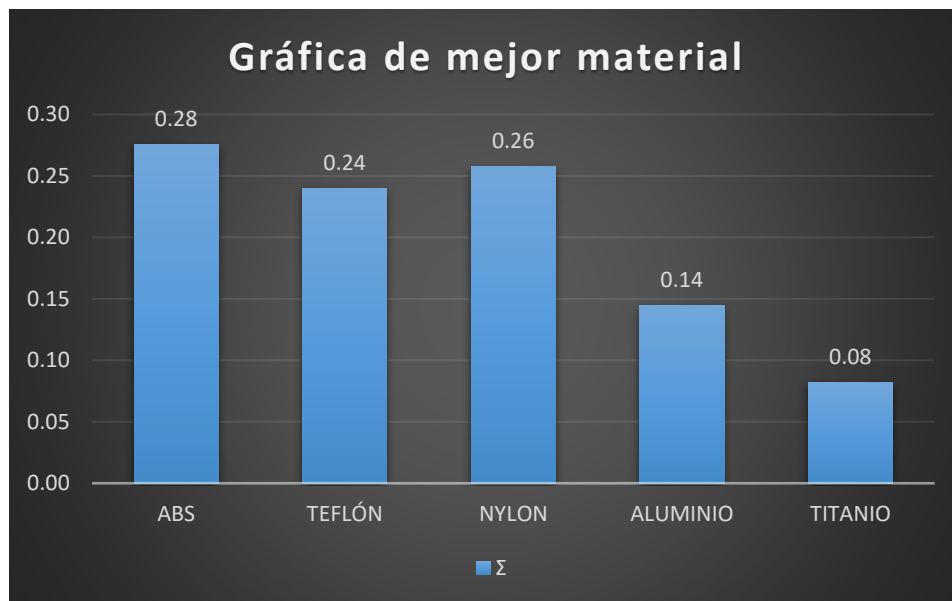


Figura 20 Mejor material

2.2.4 ANÁLISIS CINEMÁTICO DEL EXOESQUELETO

Para realizar el análisis cinemático del exoesqueleto, se hace un bosquejo con sus eslabones y ángulos como se observa en la Figura 21.

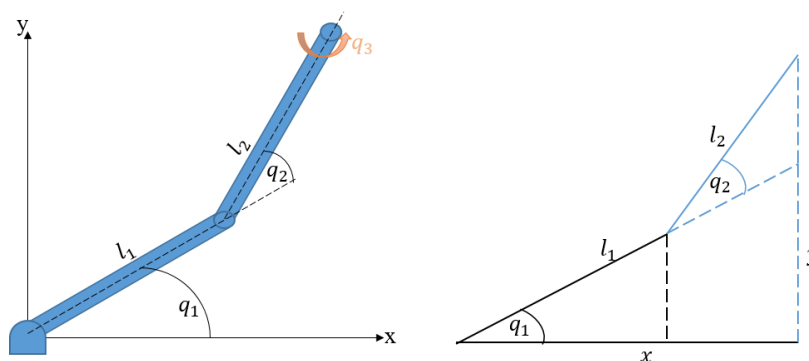


Figura 21 Cinemática directa del Exoesqueleto

Modelo cinemático directo mediante el algoritmo de Denavit-Hartenberg del exoesqueleto.

Siguiendo el algoritmo de D-H se obtienen las siguientes Figuras: 22-26.

1. Situar los ejes

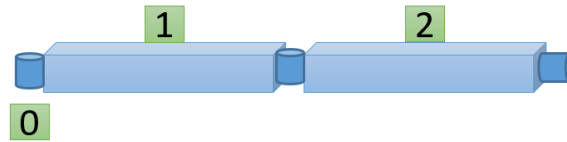


Figura 22 DH1

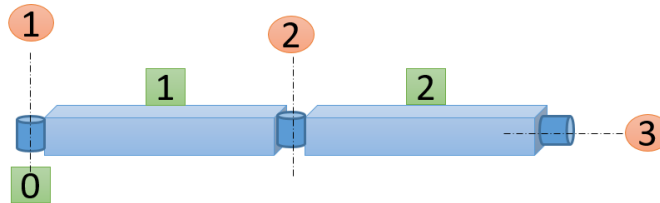


Figura 23 DH3-DH3

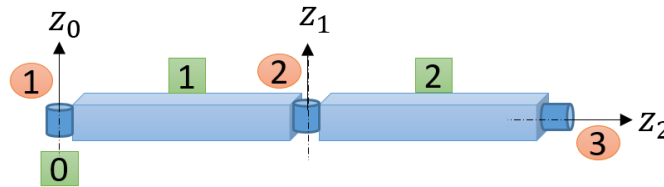


Figura 24 DH4

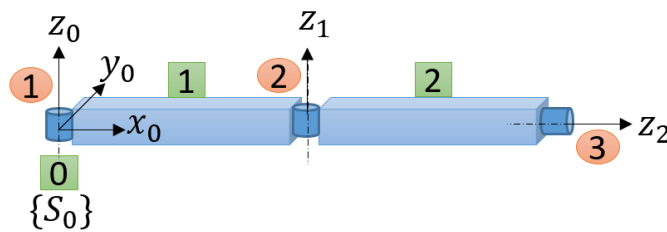


Figura 25 DH5

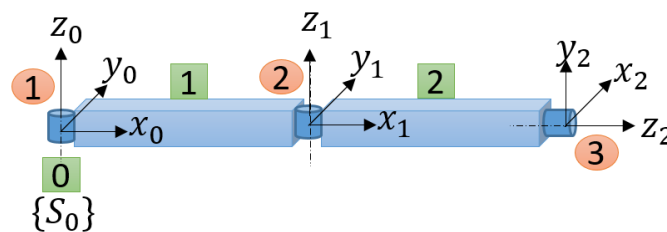


Figura 26 Algoritmo Denavit Hartenberg DH6-DH7-DH8-DH9

2.- Hallar los parámetros DH

Se establece los parámetros de D-H para el exoesqueleto, el cual consta de tres ángulos con sus respectivos eslabones como se observa en la Tabla 5. Donde $\theta_1 = q_1$

Tabla 5

Parámetros de D-H para el exoesqueleto

Articulación	θ	d	a	α
1	q_1	0	l_1	0
2	q_2	0	l_2	0
3	q_3	0	l_3	-90

3.- Obtener las matrices A: de los cambios de bases

Mediante la Ecuación 1 conjuntamente con la Tabla 5 se obtiene la matriz de localización de cada eslabón con respecto al sistema de coordenadas.

Matriz del sistema de referencia 0 al sistema de referencia 1:

$${}^0A_1 = \begin{bmatrix} C_1 & -S_1 & 0 & L_1 C_1 \\ S_1 & C_1 & 0 & L_1 S_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Matriz del sistema de referencia 1 al sistema de referencia 2

$${}^1A_2 = \begin{bmatrix} C_2 & -S_2 & 0 & L_2 C_2 \\ S_2 & C_2 & 0 & L_2 S_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Matriz del sistema de referencia 2 al sistema de referencia 3

$${}^2A_3 = \begin{bmatrix} C_3 & 0 & -S_3 & L_3 C_3 \\ S_3 & 0 & C_3 & L_3 S_3 \\ 0 & -1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Para sacar la representación total de la cadena cinemática del exoesqueleto se utiliza la Ecuación 7.

$$T = {}^0A_1 \cdot {}^1A_2 \cdot {}^2A_3$$

Ecuación 7

$${}^0A_1 \cdot {}^1A_2 \cdot {}^2A_3 = \begin{bmatrix} C_1 & -S_1 & 0 & L_1 C_1 \\ S_1 & C_1 & 0 & L_1 S_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} C_2 & -S_2 & 0 & L_2 C_2 \\ S_2 & C_2 & 0 & L_2 S_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} C_3 & 0 & -S_3 & L_3 C_3 \\ S_3 & 0 & C_3 & L_3 S_3 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^0A_1 \cdot {}^1A_2 = \begin{bmatrix} C_1 C_2 - S_1 S_2 & -C_1 S_2 - S_1 C_2 & 0 & C_1 C_2 l_2 - S_1 S_2 l_2 + l_1 C_1 \\ S_1 C_2 + C_1 S_2 & -S_1 S_2 + C_1 C_2 & 0 & S_1 C_2 l_2 + C_1 S_2 l_2 + l_1 S_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^0A_2 \cdot {}^2A_3 = \begin{bmatrix} C_{12} & -S_{12} & 0 & l_1 C_1 + l_2 C_{12} \\ S_{12} & C_{12} & 0 & l_1 S_1 + l_2 S_{12} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} C_3 & 0 & -S_3 & l_3 C_3 \\ S_3 & 0 & C_3 & l_3 S_3 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T = {}^0A_3 = \begin{bmatrix} C_{12} C_3 - S_{12} S_3 & 0 & -S_3 C_{12} - C_3 S_{12} & l_1 C_1 + l_2 C_{12} + C_{12} L_3 C_3 - S_{12} l_3 S_3 \\ C_3 S_{12} + C_{12} S_3 & 0 & -S_3 S_{12} + C_{12} C_3 & l_1 S_1 + l_2 S_{12} + S_{12} L_3 C_3 + C_{12} l_3 S_3 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

MATRIZ DH obtenida con Software Matlab mostrada en la Figura 27.

T2 =

```
[ cos(q3)*(cos(q1)*cos(q2) - sin(q1)*sin(q2)) - sin(q3)*(cos(q1)*sin(q2) + cos(q2)*sin(q1)), 0,
[ cos(q3)*(cos(q1)*sin(q2) + cos(q2)*sin(q1)) + sin(q3)*(cos(q1)*cos(q2) - sin(q1)*sin(q2)), 0,
[ 0, -1,
[ 0, 0,

- cos(q3)*(cos(q1)*sin(q2) + cos(q2)*sin(q1)) - sin(q3)*(cos(q1)*cos(q2) - sin(q1)*sin(q2)),
cos(q3)*(cos(q1)*cos(q2) - sin(q1)*sin(q2)) - sin(q3)*(cos(q1)*sin(q2) + cos(q2)*sin(q1)),
0,
0,

l1*cos(q1) + l3*cos(q3)*(cos(q1)*cos(q2) - sin(q1)*sin(q2)) - l3*sin(q3)*(cos(q1)*sin(q2)
l1*sin(q1) + l3*cos(q3)*(cos(q1)*sin(q2) + cos(q2)*sin(q1)) + l3*sin(q3)*(cos(q1)*cos(q2)

+ cos(q2)*sin(q1)) + l2*cos(q1)*cos(q2) - l2*sin(q1)*sin(q2)]
- sin(q1)*sin(q2)) + l2*cos(q1)*sin(q2) + l2*cos(q2)*sin(q1)]
0]
1]
```

Figura 27 Comprobación en el software de Matlab

Sistema de referencia final que se obtiene del exoesqueleto como se muestra en la Ecuación 8.

$$\begin{cases} x = l_1 \cdot C_1 + l_2 C_{12} + l_3 C_{123} \\ y = l_1 S_1 + l_2 S_{12} + l_3 S_{123} \\ z = 0 \end{cases}$$

Ecuación 8

ESPACIO DE TRABAJO DEL EXOESQUELETO EN EL PLANO XY

Mediante el uso del software Matlab conjuntamente con los parámetros de Denavit-Hartenberg, se obtuvo el espacio de trabajo alcanzable del exoesqueleto, así como se observa en la Figura 28, con el diseño propuesto y el rango de movimientos como se citó en el apartado 2.1, considerando el centro de rotación del hombro en los puntos (0,0).

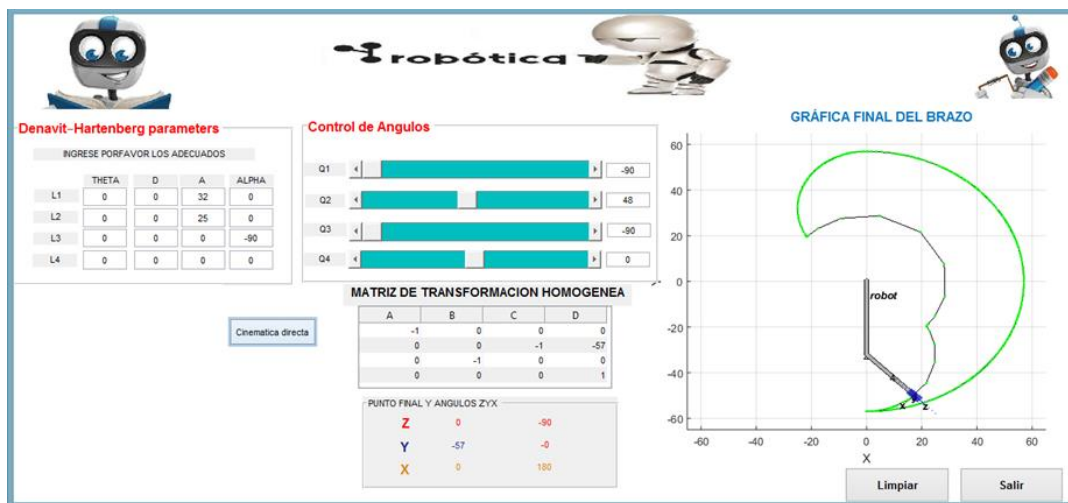


Figura 28 Espacio de trabajo del exoesqueleto

Flexión y extensión del Brazo simulado en el software Matlab como se ve la Figura 29.

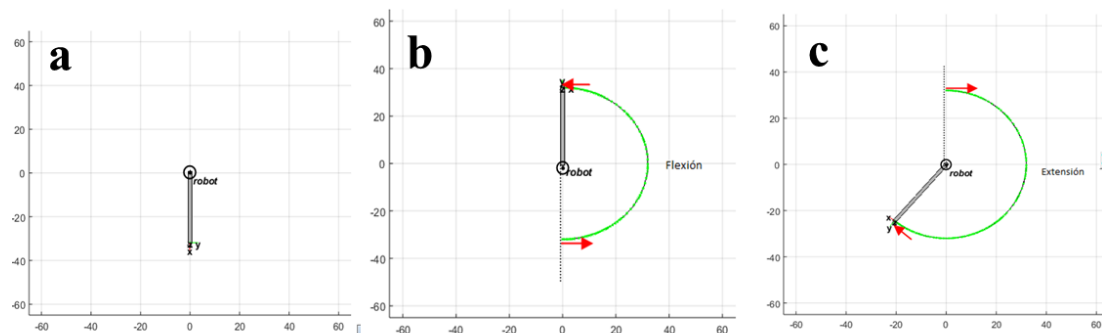


Figura 29 a) Punto inicial del brazo, b) Flexión, c) Extensión

Flexión y extensión del Brazo simulado en el software Matlab mostrada en la Figura 30

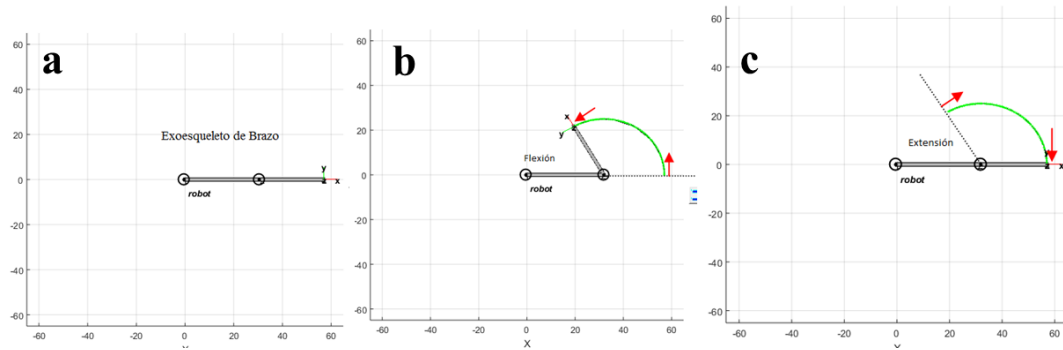


Figura 30 Punto inicial del antebrazo, b) Flexión, c) Extensión

2.2.5 ANÁLISIS DINÁMICO DEL EXOESQUELETO

En la Tabla 6, se detalla la masa de cada segmento del miembro superior conjuntamente con la masa de referencia del exoesqueleto adquirida a través del software SolidWorks.

Tabla 6

Peso del miembro superior y de la estructura del exoesqueleto

Pesos aproximados para el cálculo de fuerzas.		
Segmento	Masa corporal (Kg)	Masa estructura (Kg)
Brazo	1.508	0.132
Antebrazo	0.928	0.157
Miembro Superior	2.842	1.377

Modelo dinámico del exoesqueleto mediante la formulación de Lagrange

Coordenadas y velocidades de los centros de masa están dadas por las Ecuaciones de la 9 a la 11.

Masa elemento 1:

$$\begin{cases} x_1 = d_1 C_1 \\ y_1 = d_1 S_1 \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} \dot{x}_1 = -d_1 S_1 \dot{q}_1 \\ \dot{y}_1 = d_1 C_1 \dot{q}_1 \end{cases} \Rightarrow v_1^2 = \dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2$$

$$v_1^2 = d_1^2 \dot{q}_1^2$$

Ecuación 9

Masa elemento 2:

$$\begin{cases} x_2 = l_1 C_1 + d_2 C_{12} \\ y_2 = l_1 S_1 + d_2 S_{12} \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} \dot{x}_2 = -(l_1 S_1 + d_2 S_{12}) \dot{q}_1 - d_2 S_{12} \dot{q}_2 \\ \dot{y}_2 = (l_1 C_1 + d_2 C_{12}) \dot{q}_1 + d_2 C_{12} \dot{q}_2 \end{cases} \Rightarrow v_2^2 = \dot{x}_2^2 + \dot{y}_2^2$$

$$v_2^2 = (l_1^2 + d_2^2 + 2l_1d_2C_2)\dot{q}_1^2 + d_2^2\dot{q}_2^2 + 2d_2(l_1C_2 + d_2)\mathbf{q}_1\mathbf{q}_2 \quad \text{Ecuación 10}$$

Masa elemento 3:

$$\begin{cases} x_3 = l_1C_1 + l_2C_{12} + d_3C_{123} \\ y_3 = l_1S_1 + l_2S_{12} + d_3S_{123} \end{cases}$$

$$\Rightarrow \begin{cases} \dot{x}_3 = -(l_1S_1 + l_2S_{12} + d_3S_{123})\dot{q}_1 - (l_2S_{12} + d_3S_{123})\dot{q}_2 - d_3S_{123}\dot{q}_3 \\ \dot{y}_3 = (l_1C_1 + l_2C_{12} + d_3C_{123})\dot{q}_1 + (l_2C_{12} + d_3C_{123})\dot{q}_2 + d_3C_{123}\dot{q}_3 \end{cases} \Rightarrow v_3^2$$

$$= \dot{x}_3^2 + \dot{y}_3^2$$

$$\begin{aligned} v_3^2 = & (l_1^2 + l_2^2 + d_3^2 + 2l_1l_2C_2 + 2l_1d_3C_{23} + 2l_2d_3C_3)\dot{q}_1^2 + (l_2^2 + d_3^2 \\ & + 2l_2d_3C_3)\dot{q}_2^2 + d_3^2\dot{q}_3^2 + 2(l_1l_2C_2 + l_1d_3C_{23} + l_2^2 \\ & + d_3^2 + 2l_2d_3C_3)\mathbf{q}_1\mathbf{q}_2 \\ & + 2(l_1d_3C_{23} + d_3^2 + l_2d_3C_3)\mathbf{q}_1\mathbf{q}_3 + 2(d_3^2 \\ & + l_2d_3C_3)\mathbf{q}_2\mathbf{q}_3 \end{aligned} \quad \text{Ecuación 11}$$

La Energía cinética E_c y la Energía potencial E_p vienen dadas por las siguientes Ecuaciones de la 12 a la 15

$$E_c = \frac{1}{2}(m_1v_1^2 + m_2v_2^2 + m_3v_3^2) \quad \text{Ecuación 12}$$

$$E_p = g(m_1h_1 + m_2h_2 + m_3h_3) \quad \text{Ecuación 13}$$

Donde $h_1 = y_1, h_2 = y_2, h_3 = y_3$

La ecuación Lagrangiana es:

$$L = E_c - E_p \quad \text{Ecuación 14}$$

$$\begin{aligned}
L = & \frac{1}{2} [m_1 d_1^2 + m_2 (l_1^2 + d_2^2 + 2l_1 d_2 C_2) + m_3 (l_1^2 + l_2^2 + d_3^2 \\
& + 2l_1 l_2 C_2 + 2l_1 d_3 C_{23} + 2l_2 d_3 C_3)] \dot{q}_1^2 \\
& + \frac{1}{2} [m_2 d_2^2 + m_3 (l_2^2 + d_3^2 + 2l_2 d_3 C_3)] \dot{q}_2^2 \\
& + \frac{1}{2} [m_3 d_3^2] \dot{q}_3^2 + \frac{1}{2} [m_2 (2d_2 (l_1 C_2 + d_2)) \\
& + m_3 (2(l_1 l_2 C_2 + l_1 d_3 C_{23} + l_2^2 + d_3^2 \\
& + 2l_2 d_3 C_3))] \dot{q}_1 \dot{q}_2 \\
& + \frac{1}{2} [m_3 (2(l_1 d_3 C_{23} + d_3^2 + l_2 d_3 C_3))] \dot{q}_1 \dot{q}_3 \\
& + \frac{1}{2} [m_3 (2(d_3^2 + l_2 d_3 C_3))] \dot{q}_2 \dot{q}_3 - g(m_1 d_1 S_1 \\
& + m_2 l_1 S_1 + m_2 d_2 S_{12} + m_3 l_1 S_1 + m_3 l_2 S_{12} \\
& + m_3 d_3 S_{123})
\end{aligned}$$

Torque aplicado sobre el grado de libertad q_i

$$\tau_i = \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i}$$

Ecuación 15

TORQUE 1

$$\begin{aligned}
\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_1} = & [m_1 d_1^2 + m_2 (l_1^2 + d_2^2 + 2l_1 d_2 C_2) + m_3 (l_1^2 + l_2^2 + d_3^2 + 2l_1 l_2 C_2 + 2l_1 d_3 C_{23} \\
& + 2l_2 d_3 C_3)] \ddot{q}_1 + [m_2 d_2 (l_1 C_2 + d_2) + m_3 (l_1 l_2 C_2 + l_1 d_3 C_{23} + l_2^2 + d_3^2 \\
& + 2l_2 d_3 C_3)] \ddot{q}_2 + [m_3 (l_1 d_3 C_{23} + d_3^2 + l_2 d_3 C_3)] \ddot{q}_3 \\
& - 2[m_2 l_1 d_2 S_2 + m_2 l_1 S_2 + m_3 l_1 d_3 S_{23}] \dot{q}_1 \dot{q}_2 \\
& - 2[m_3 l_1 d_3 S_{23} + m_3 l_2 d_3 S_3] \dot{q}_1 \dot{q}_3 - [2m_3 l_1 d_3 S_{23} + m_3 l_2 d_3 S_3] \dot{q}_2 \dot{q}_3 \\
& - [2m_3 l_1 d_3 S_{23} + m_3 l_2 d_3 S_3] \dot{q}_2^2 - [m_3 l_2 d_3 S_3] \dot{q}_3^2
\end{aligned}$$

$$\frac{\partial L}{\partial q_1} = -g(m_1 d_1 C_1 + m_2 l_1 C_1 + m_2 d_2 C_{12} + m_3 l_1 C_1 + m_3 l_2 C_{12} + m_3 d_3 C_{123})$$

$$\begin{aligned}
\mathbf{T}_1 = & [m_1 d_1^2 + m_2 (l_1^2 + d_2^2 + 2l_1 d_2 C_2) + m_3 (l_1^2 + l_2^2 + d_3^2 + 2l_1 l_2 C_2 + 2l_1 d_3 C_{23} \\
& + 2l_2 d_3 C_3)] \ddot{\mathbf{q}}_1 + [m_2 d_2 (l_1 C_2 + d_2) + m_3 (l_1 l_2 C_2 + l_1 d_3 C_{23} + l_2^2 + d_3^2 \\
& + 2l_2 d_3 C_3)] \ddot{\mathbf{q}}_2 + [m_3 (l_1 d_3 C_{23} + d_3^2 + l_2 d_3 C_3)] \ddot{\mathbf{q}}_3 \\
& - 2[m_2 l_1 d_2 S_2 + m_2 l_1 S_2 + m_3 l_1 d_3 S_{23}] \dot{\mathbf{q}}_1 \dot{\mathbf{q}}_2 \\
& - 2[m_3 l_1 d_3 S_{23} + m_3 l_2 d_3 S_3] \dot{\mathbf{q}}_1 \dot{\mathbf{q}}_3 - [2m_3 l_1 d_3 S_{23} + m_3 l_2 d_3 S_3] \dot{\mathbf{q}}_2 \dot{\mathbf{q}}_3 \\
& - [2m_3 l_1 d_3 S_{23} + m_3 l_2 d_3 S_3] \dot{\mathbf{q}}_2^2 - [m_3 l_2 d_3 S_3] \dot{\mathbf{q}}_3^2 + g[m_1 d_1 C_1 \\
& + m_2 l_1 C_1 + m_2 d_2 C_{12} + m_3 l_1 C_1 + m_3 l_2 C_{12} + m_3 d_3 C_{123}]
\end{aligned}$$

TORQUE 2

$$\begin{aligned}
\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\mathbf{q}}_2} = & [m_2 d_2^2 + m_3 (l_2^2 + d_3^2 + 2l_2 d_3 C_3)] \ddot{\mathbf{q}}_2 + [m_2 d_2 (l_1 C_2 + d_2) + m_3 (l_1 l_2 C_2 \\
& + l_1 d_3 C_{23} + l_2^2 + d_3^2 + 2l_2 d_3 C_3)] \dot{\mathbf{q}}_1 + [m_3 (d_3^2 + l_2 d_3 C_3)] \dot{\mathbf{q}}_3 \\
& - [m_2 l_1 l_2 S_2 + m_3 l_1 l_2 S_2 + m_3 l_1 d_3 S_{23}] \dot{\mathbf{q}}_1 \dot{\mathbf{q}}_2 \\
& - [2m_3 l_2 d_3 S_3 + m_3 l_1 d_3 S_{23}] \dot{\mathbf{q}}_1 \dot{\mathbf{q}}_3 - [2m_3 l_2 d_3 S_3] \dot{\mathbf{q}}_2 \dot{\mathbf{q}}_3 \\
& - [m_3 l_2 d_3 S_3] \dot{\mathbf{q}}_3^2
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\frac{\partial L}{\partial \mathbf{q}_2} = & -[m_2 l_1 d_2 S_2 + m_3 (l_1 l_2 S_2 + 2l_1 d_3 S_{23})] \dot{\mathbf{q}}_1^2 - [m_2 l_1 d_2 S_2 + m_3 (l_1 l_2 S_2 \\
& + l_2 d_3 S_3)] \dot{\mathbf{q}}_1 \dot{\mathbf{q}}_2 - [m_3 l_1 d_3 S_{23}] \dot{\mathbf{q}}_1 \dot{\mathbf{q}}_3 - g(m_3 l_2 C_{12} + m_3 d_3 C_{123})
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\mathbf{T}_2 = & [m_2 d_2^2 + m_3 (l_2^2 + d_3^2 + 2l_2 d_3 C_3)] \ddot{\mathbf{q}}_2 + [m_2 d_2 (l_1 C_2 + d_2) + m_3 (l_1 l_2 C_2 \\
& + l_1 d_3 C_{23} + l_2^2 + d_3^2 + 2l_2 d_3 C_3)] \dot{\mathbf{q}}_1 + [m_3 (d_3^2 + l_2 d_3 C_3)] \dot{\mathbf{q}}_3 \\
& - [m_2 l_1 l_2 S_2 + m_3 l_1 d_3 S_{23} - m_3 l_2 d_3 S_3] \dot{\mathbf{q}}_1 \dot{\mathbf{q}}_2 - [2m_3 l_2 d_3 S_3] \dot{\mathbf{q}}_1 \dot{\mathbf{q}}_3 \\
& - [2m_3 l_2 d_3 S_3] \dot{\mathbf{q}}_2 \dot{\mathbf{q}}_3 - [m_3 l_2 d_3 S_3] \dot{\mathbf{q}}_3^2 \\
& + [m_2 l_1 d_2 S_2 + m_3 (l_1 l_2 S_2 + 2l_1 d_3 S_{23})] \dot{\mathbf{q}}_1^2 + [m_2 l_1 d_2 S_2 + g[m_3 l_2 C_{12} \\
& + m_3 d_3 C_{123}]]
\end{aligned}$$

TORQUE 3

$$\begin{aligned}
\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\mathbf{q}}_3} = & [m_3 d_3^2] \ddot{\mathbf{q}}_3 + [m_3 (l_1 d_3 C_{23} + d_3^2 + l_2 d_3 C_3)] \dot{\mathbf{q}}_1 + [m_3 (d_3^2 + l_2 d_3 C_3)] \dot{\mathbf{q}}_2 \\
& - [m_3 l_1 d_3 S_{23}] \dot{\mathbf{q}}_1 \dot{\mathbf{q}}_2 - [m_3 l_1 d_3 S_{23} + m_3 l_2 d_3 S_3] \dot{\mathbf{q}}_1 \dot{\mathbf{q}}_3 \\
& - [m_3 l_2 d_3 S_{23}] \dot{\mathbf{q}}_2 \dot{\mathbf{q}}_3
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\frac{\partial L}{\partial \mathbf{q}_3} = & -[m_3 (l_1 d_3 S_{23} + l_2 d_3 S_3)] \dot{\mathbf{q}}_1^2 - [m_3 l_2 d_3 S_3] \dot{\mathbf{q}}_2^2 \\
& - [m_3 (l_1 d_3 S_{23} + 2l_2 d_3 S_3)] \dot{\mathbf{q}}_1 \dot{\mathbf{q}}_2 - [m_3 (l_1 d_3 S_{23} + l_2 d_3 S_3)] \dot{\mathbf{q}}_1 \dot{\mathbf{q}}_3 \\
& - [m_3 l_2 d_3 S_3] \dot{\mathbf{q}}_2 \dot{\mathbf{q}}_3 - g(m_3 d_3 C_{123})
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \mathbf{T}_3 = & [m_3 d_3^2] \ddot{\mathbf{q}}_3 + [m_3 (l_1 d_3 C_{23} + d_3^2 + l_2 d_3 C_3)] \ddot{\mathbf{q}}_1 + [m_3 (d_3^2 + l_2 d_3 C_3)] \ddot{\mathbf{q}}_2 \\ & + [m_3 (l_1 d_3 S_{23} + l_2 d_3 S_3)] \dot{\mathbf{q}}_1^2 + [m_3 l_2 d_3 S_3] \dot{\mathbf{q}}_2^2 + [2m_3 l_2 d_3 S_3] \dot{\mathbf{q}}_1 \dot{\mathbf{q}}_2 \\ & + g(m_3 d_3 C_{123}) \end{aligned}$$

En el Anexo A se detalla los torques calculados y posteriormente se escoge los torques máximos como se muestra en la Tabla 7, dichos pares son los que van a ejercer el miembro superior en una persona que tiene un peso promedio de 58 Kg, para cada uno de sus principales movimientos.

Tabla 7

Torques máximos del miembro superior

Hombro		
Flexión / extensión	11.75N.m	119.88Kg.cm
Codo		
Flexión / extensión	2.45N.m	25.08 Kg.cm
Muñeca		
Aducción / abducción	0.889N.m	9.06 Kg.cm

2.2.6 ANÁLISIS ESTÁTICO DE LA ESTRUCTURA DEL BRAZO

Se realiza con el fin de comprobar que el diseño sea el adecuado y cumple con los requerimientos necesarios de peso y fuerzas aplicadas en el mismo.

Fuerza calculada a la altura del hombro del exoesqueleto

La fuerza viene dada por la Ecuación 16:

$$F = m * a$$

Ecuación 16

$$F = (m_b + m_a + m_n + m_{ub} + m_{ua} + m_s) * a$$

En donde:

- m_b es la masa del brazo
- m_a es la masa del antebrazo
- m_n es la masa de la mano
- m_{ub} es la masa de unión de brazo

- m_{ua} es la masa de unión de antebrazo
- m_s masa servomotor genérico

$$F = (1.508 + 0.928 + 0.406 + 0.157 + 0.132 + 0.363)Kg * 9,8ms^2$$

$$F = (3.494 * 9,8) = 34.241N$$

Calculo de la sección del brazo exoesqueleto

De acuerdo a la Figura 17 que debe tener el brazo del exoesqueleto se realiza los siguientes cálculos.

El material que se va a ocupar es el ABS con $S_y = 34.96MPa$

El factor de diseño que se ocupa es de $N = 2$, se selecciona este valor debido a que se utiliza para diseñar estructuras bajo cargas estáticas, para las que haya un alto grado de confianza en todos los datos de diseño. (Mott, 2006)

En la Figura 31 se muestra en diagrama de cuerpo libre de la pieza del brazo

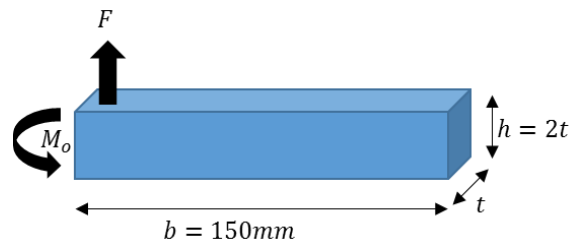


Figura 31 Diagrama de cuerpo libre de la pieza del brazo

Mediante la Ecuación 5, se obtiene el esfuerzo de diseño

$$\sigma_d = \frac{S_y}{N} = \frac{34.96MPa}{2} = 17.48MPa$$

Con la fuerza que se aplica en el brazo y la longitud del brazo se calcula el momento que está dada por la Ecuación 17:

$$M_o = F \cdot b$$

Ecuación 17

$$M_o = (34.24N)(0.15m)$$

$$M_o = 5.136Nm$$

El esfuerzo máximo de flexión es la Ecuación 18:

$$\sigma = \frac{Mo}{Z}$$

Ecuación 18

El coeficiente de sección que se necesita es:

$$Z = \frac{Mo}{\sigma_d} = \frac{5.136Nm}{17.48MPa} = 0.29382 \times 10^{-6} m^3 \Rightarrow 293.82 mm^3$$

El módulo de sección viene dado por la Ecuación 19:

$$Z = \frac{th^2}{6}$$

Ecuación 19

Para la sección transversal, $h = 2t$

$$Z = \frac{t(2t)^2}{6} = \frac{4t^3}{6} = 0.6674t^3$$

Por lo tanto, el espesor que se necesita es:

$$t = \sqrt[3]{\frac{Z}{0.667}} = \sqrt[3]{\frac{0.29382 \times 10^{-6} m^3}{0.667}} = 7.6088 \times 10^{-3} m \Rightarrow \mathbf{7.6088 mm}$$

La altura nominal sería:

$$h = 2t = 2(7.6088 mm) = \mathbf{15.217 mm}$$

Finalmente, se toma como referencia una altura de 15mm con un espesor de 8mm.

Comprobar el Factor de Seguridad del brazo del exoesqueleto

Para comprobar su factor de seguridad se dibuja el diagrama de cuerpo libre del brazo del exoesqueleto como se muestra en la siguiente Figura 32.

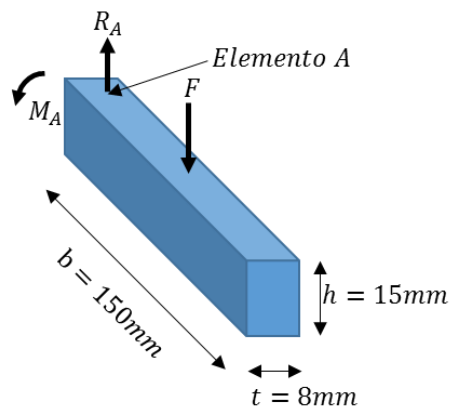


Figura 32 Diagrama de cuerpo libre

Área de la sección rectangular está dado por la Ecuación 20

$$A = t * h$$

Ecuación 20

$$A = 8mm * 15mm$$

$$A = 120mm^2$$

La Fuerza Flexionante se obtiene con la sumatoria de fuerzas en el eje Y

$$+\uparrow \sum Fy = 0$$

$$R_A - F = 0$$

$$R_A = F$$

$$R_A = 34.24N$$

El Momento Flexionante se obtiene con la sumatoria de momentos en el punto A

$$+\circlearrowleft \sum M_A = 0$$

$$M_A - \frac{F * b}{2} = 0$$

$$M_A = \frac{F * b}{2}$$

$$M_A = \frac{34.24N * 150mm}{2} * \frac{1m}{1000mm}$$

$$M_A = 2.57N * m$$

Mediante el software MDSolid se verifica los valores calculados con los valores que nos da dicho software, como se observa en la Figura 33.

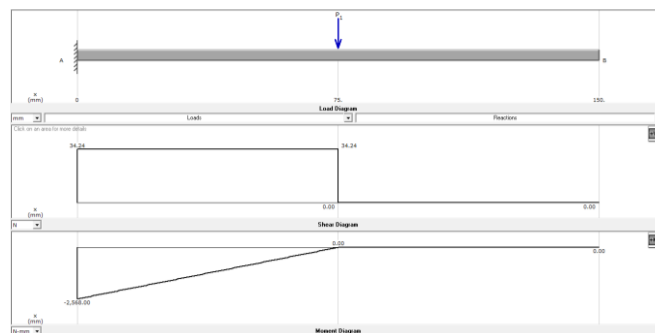


Figura 33 Diagrama de Tensión y Momento Máximo

El Módulo de sección se obtiene con la Ecuación 19

$$Z = \frac{8mm * 120mm^2}{6}$$

$$Z = 160mm^3$$

$$Z = 0.160 * 10^{-6}m^3$$

El Esfuerzo máximo de flexión se calcula con la Ecuación 18

$$\sigma = \frac{2.57N * m}{0.160 * 10^{-6}m^3}$$

$$\sigma = 16062500 \frac{N}{m^2} = 16.06MPa$$

El Esfuerzo cortante viene dado por la Ecuación 21

$$\tau_{xy} = \frac{V * Q}{I * b} \Rightarrow \frac{3V}{2A}$$

Ecuación 21

Donde $V = F$

$$\tau_{xy} = \frac{3V}{2A} = \frac{3 * 34.24N}{2 * 120mm^2} = 0.428 \frac{N}{mm^2} = 428000 \frac{N}{m^2}$$

El Círculo de Mohr está dado por la Ecuación 22

$$\sigma_A \sigma_B = \frac{\sigma_A + \sigma_B}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma_A + \sigma_B}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2}$$

Ecuación 22

$$\sigma_A \sigma_B = \frac{16.06 + 0}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{16.06 + 0}{2}\right)^2 + 0.428^2}$$

$$\sigma_A = 16.07MPa$$

$$\sigma_B = -11.39x10^{-3}MPa$$

La Teoría de Von Mises se obtiene con la Ecuación 3

σ'

$$= \sqrt{(16.07MPa)^2 - (16.07MPa * (-11.39x10^{-3}MPa))^2 + (-11.39x10^{-3}MPa)^2}$$

$$\sigma' = 16.05MPa$$

El Factor De Seguridad se obtiene con la Ecuación 5

$$n = \frac{34.96MPa}{16.05MPa}$$

$$n = 2.17$$

Comprobación del FDS en el Software de Matlab: 1.98 como se visualiza en la Figura 34.

```

ingrese base de la seccion rectangular:8
ingrese altura de la seccion rectangular:15
Area del rectangulo=120.000000
ingrese el valor de la Fuerza:34.24
ingrese la longitud a la que se le aplica la carga:150

l1 =

    150

momento generado es=5136.000000
Valor de s para Seccion Triangular
Valor s=300.000000
Momento Flexionante
Formula del esfuerzo Sigmx=M/s
El esfuerzo generado Sigmax=17.120000
El esfuerzo generado Sigmay=0.000000
Tao de Torsion?=(V*Q)/(I*b)
Tao de torsion seccion rectangular Taoxy=(3*V)/(2*A)
El esfuerzo cortante es =0.428000
SigmaA SigmB=(Sigmax+Sigmay)/2+-sprt(((Sigmax+Sigmay)/2)^(2)+Taoxy^2)
SigmaA es=17.130693
SigmB es=-0.010693
Sy=34,96 Mpa
Teoria de Von Misses
Simequi=sqrt((SigmaA)^(2)-(SigmaA*SigmB)^(2)+(SigmB)^(2))
El Sigma Equivalente es=17.129717
n=Sy/Sigma equi
El factor de seguridad es=1.984855

```

Figura 34 Factor de seguridad calculado en el Software de Matlab

2.2.7 ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DEL BRAZO DEL EXOESQUELETO

El análisis de elementos finitos es un método para la determinación de fallas de material, mediante el criterio de Von Mises como se citó en el apartado 1.10. Con la ayuda del software SolidWorks, se realiza el diseño del brazo del exoesqueleto como se muestra en la Figura 35, dicho software también permite realizar el análisis de las tensiones de Von Mises y del factor de seguridad, para lo cual se debe aplicar las fuerzas calculadas anteriormente, la gravedad y la sujeción.

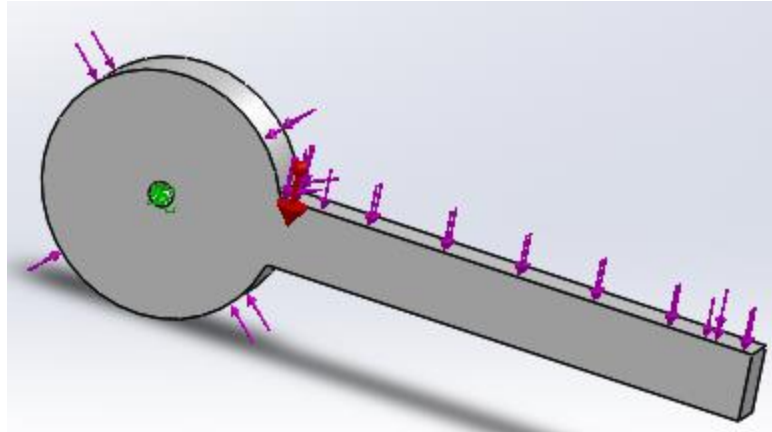


Figura 35 Brazo parte de adentro del Exoesqueleto

Se produce un refinamiento de malla, hasta conseguir los mejores resultados como se muestra en la Figura 36.

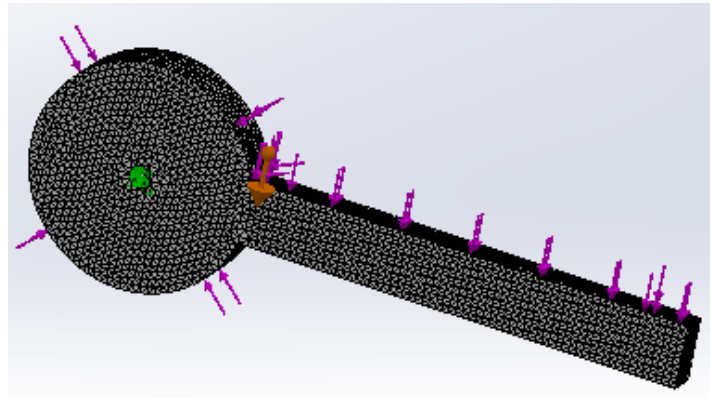


Figura 36 Mallado del brazo parte de adentro del Exoesqueleto

Se verifica los valores de Von Mises y el Factor de Seguridad que arroja el software como se muestra en la Figura 37.

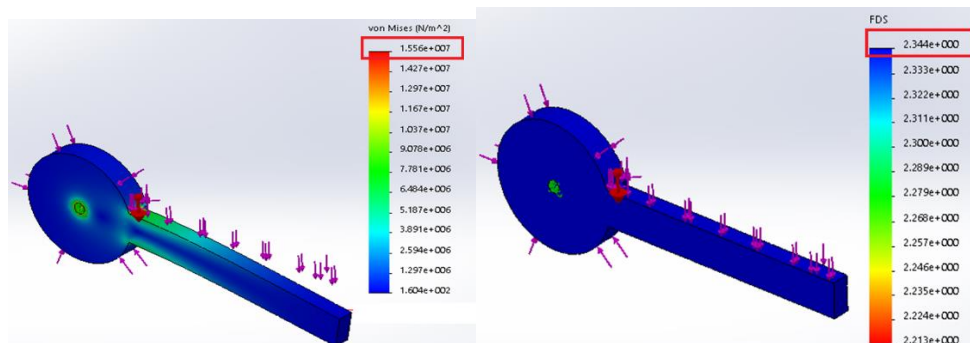


Figura 37 Resultados de Von Mises y Factor de seguridad

Valor de Von Mises

Calculado: $16.05MPa$

Con software: $15.56MPa$

Valor del Factor de Seguridad

Calculado: 2.17

Con software: 2.34

Mediante la Ecuación 3, se compara que la Resistencia a la Fluencia del material ABS debe ser menor al Esfuerzo de Von Mises, para que no produzca falla de dicho material.

$$16.05MPa \leq 34.96MPa$$

A continuación, se presentan cada una de las piezas que compone el exoesqueleto como se muestran en las siguientes Figuras 38 al 49.

Brazo parte de afuera del exoesqueleto

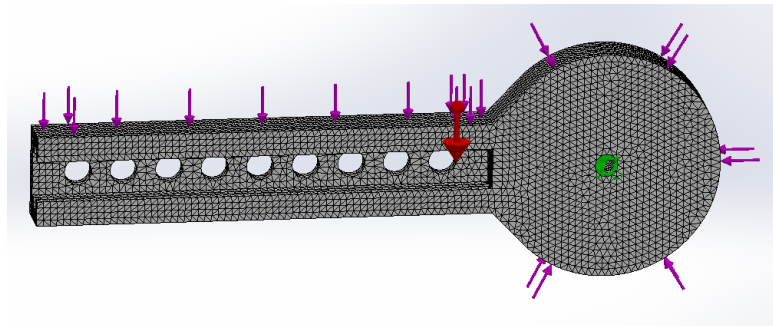


Figura 38 Mallado del brazo parte de afuera del exoesqueleto

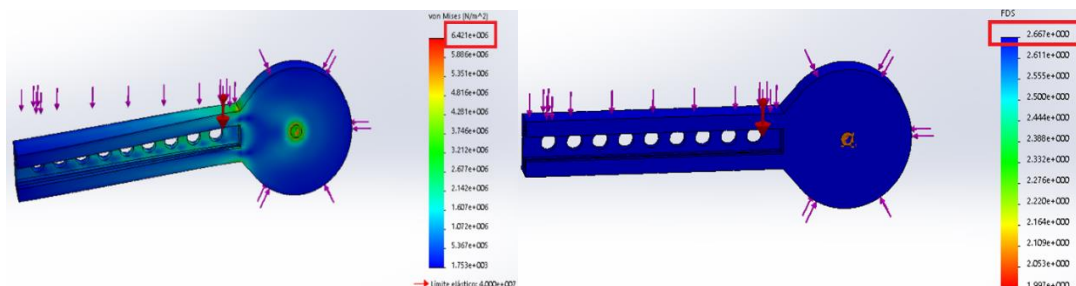


Figura 39 Resultados de Von Mises y Factor de seguridad

Antebrazo parte de adentro del exoesqueleto

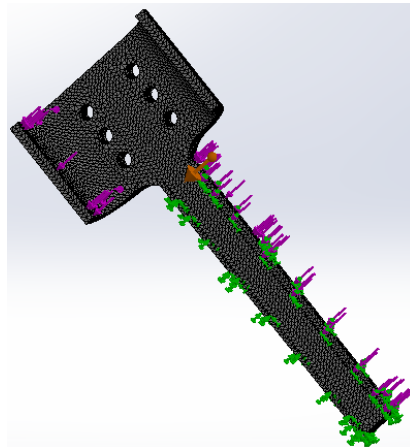


Figura 40 Mallado del antebrazo parte de adentro del exoesqueleto

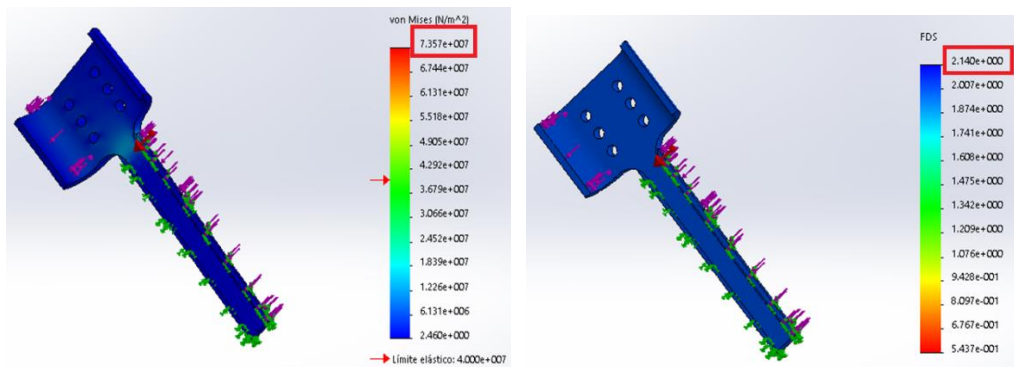


Figura 41 Resultados de Von Mises y Factor de seguridad

Antebrazo parte de afuera del exoesqueleto

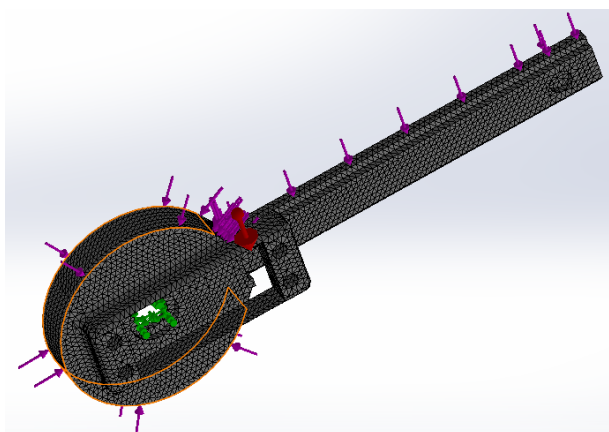


Figura 42 Mallado del antebrazo parte de afuera del exoesqueleto

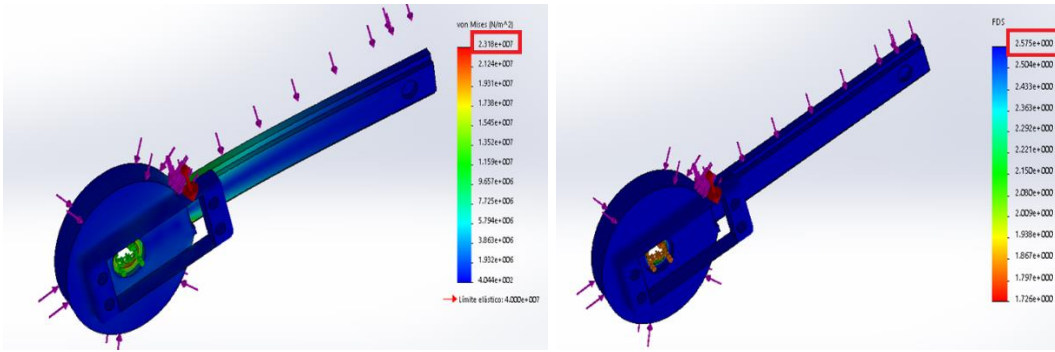


Figura 43 Resultados de Von Mises y Factor de seguridad

Soporte del exoesqueleto

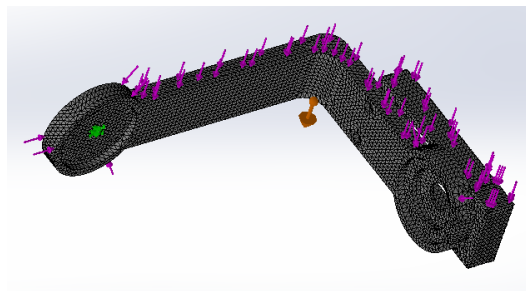


Figura 44 Mallado del soporte del exoesqueleto

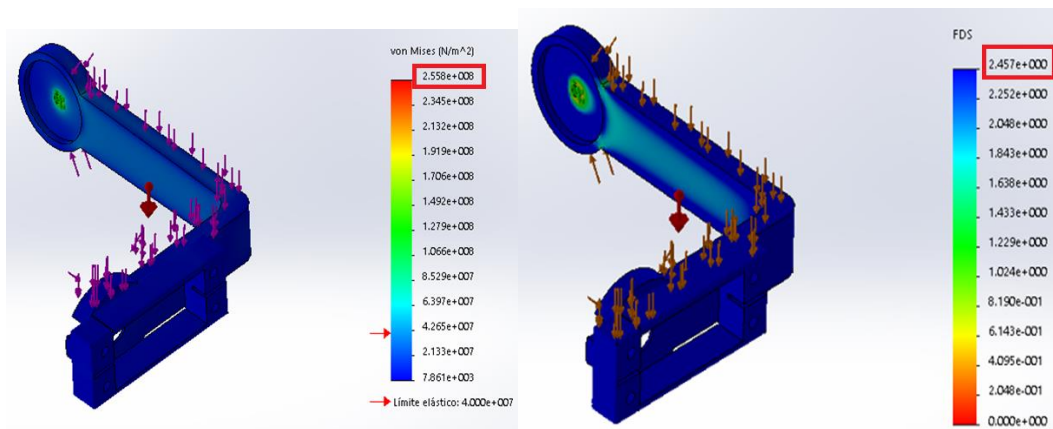


Figura 45 Resultados de Von Mises y Factor de seguridad

Hombro parte de afuera del exoesqueleto

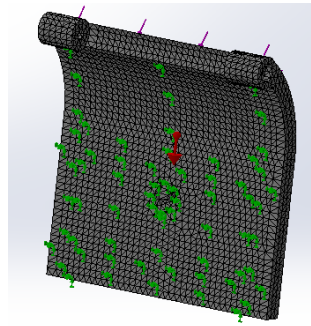


Figura 46 Mallado del hombro parte de afuera del exoesqueleto

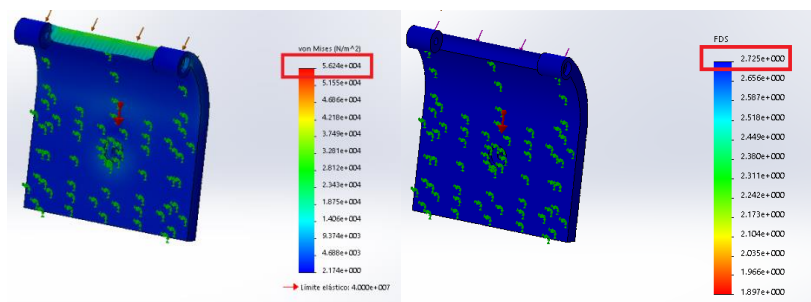


Figura 47 Resultados de Von Mises y Factor de seguridad

Hombro parte de adentro

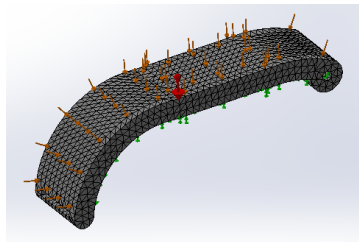


Figura 48 Mallado del hombro parte de adentro del exoesqueleto

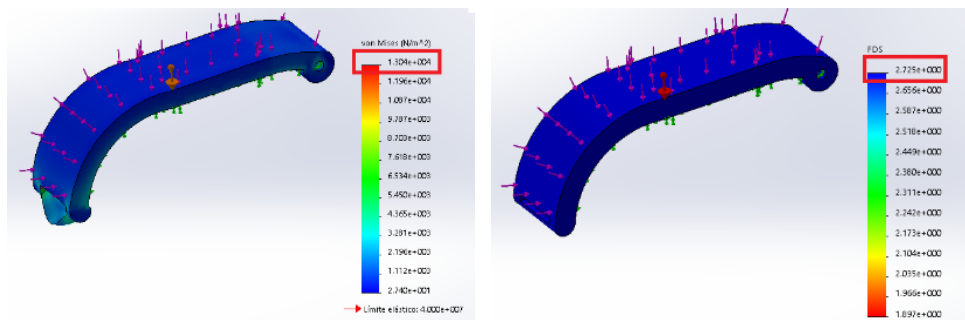


Figura 49 Resultados de Von Mises y Factor de seguridad

Se incluye en el Anexo B los planos de cada pieza realizada.

2.2.8 SELECCIÓN DE LOS ACTUADORES PARA EL EXOESQUELETO

La calificación que se usará para la selección, se basa en criterios estructurados de tal forma que cada uno reciba un valor en escala numérica, donde 5 es la puntuación más alta y 1 es la más baja, en la Tabla 8, se puede observar los criterios de evaluación para escoger la mejor opción:

Tabla 8

Escala de evaluación

Calificación	Significado
5	Optimo
4	Muy Bueno
3	Bueno
2	Regular
1	Insatisfactorio

ACTUADOR PARA EL HOMBRO

Para la selección del actuador del hombro:

- El torque debe estar comprendido entre [90 a 120]Kg.cm
- Tener un voltaje de un rango de [6-12] DC porque van a estar alimentadas por una batería.
- De mínimo costo por falta de auspicio.
- Que tenga disponibilidad en el mercado

Para cumplir con las especificaciones anteriores se analizó en el mercado, tres tipos de actuadores con sus características, existiendo otros. Mediante la escala de evaluación mostrada en la Tabla 8, se evalúa a cada alternativa quedando un resultado final como se muestra en la Tabla 9.

Tabla 9**Tabla comparativa de los actuadores para el hombro**

Alternativas	Actuadores	Características	Ponderación	TOTAL
		Torque 110Kg.cm	5	
		Voltaje 12V	5	
		Costo \$435	3	
		Disponible en mercado	5	
		Torque 52Kg.cm	2	
		Voltaje 15-40V	2	
		Costo \$40	5	
		Disponibilidad bajo en el mercado	2	
		Torque 100Kg	4	
		Voltaje 24V	2	
		Costo \$245	5	
		Disponible en el mercado	5	

Se selecciona la alternativa 1 (Servomotor HS-1005SGT) porque cumple con las especificaciones necesarias siendo éste apropiado para el desarrollo del proyecto, véase la Figura 50.

**Figura 50 HS-1005SGT Industrial Type Giant Scale Servo****ACTUADOR PARA EL CODO**

Para la selección del actuador del codo:

- El torque debe ser de 25Kg.cm

- Tener un voltaje entre [6-12V]DC porque van a estar alimentadas por una batería.
- De mínimo costo por falta de auspicio.
- Que tenga disponibilidad en el mercado

Para cumplir con las especificaciones anteriores se analizó en el mercado, tres tipos de actuadores con sus características, existiendo otros. Mediante la escala de evaluación mostrada en la Tabla 8, se evalúa a cada alternativa quedando un resultado final como se muestra en la Tabla 10.

Tabla 10

Tabla comparativa de los actuadores para el codo

Alternativas	Actuadores	Características	Ponderación	TOTAL
		Torque 25Kg.cm	5	
		Voltaje 4.2V	5	
		Costo \$105	2	
		Disponible en mercado	5	
		Torque 25Kg.cm	5	
		Voltaje 12V	2	
		Costo \$90	4	
		Disponibilidad bajo en el mercado	2	
		Torque 25Kg	5	
		Voltaje 7.4V	4	
		Costo \$85	5	
		Disponible en el mercado	5	

Se selecciona la alternativa 3 (Servomotor Brushlees Metal Gear One) porque cumple con las especificaciones necesarias siendo éste apropiado para el desarrollo del proyecto, véase la Figura 51.



Figura 51. Servo Brushlees Metal Gear One

ACTUADOR PARA LA MUÑECA

Para la selección del actuador de la muñeca:

- El torque debe estar comprendido entre [8 a 10]Kg.cm
- Tener un voltaje DC porque van a estar alimentadas por una batería.
- De mínimo costo por falta de auspicio.
- Que tenga disponibilidad en el mercado

Para cumplir con las especificaciones anteriores se analizó en el mercado, tres tipos de actuadores con sus características, existiendo otros. Mediante la escala de evaluación mostrada en la Tabla 8, se evalúa a cada alternativa quedando un resultado final como se muestra en la Tabla 11.

Tabla 11

Tabla comparativa de los actuadores de la muñeca

Alternativas	Actuadores	Características	Ponderación	TOTAL
		Torque 10Kg.cm	5	
		Voltaje 12V	5	
		Velocidad 100rpm	4	
		Costo \$25	5	
		Disponible en mercado	5	
		Torque 10Kg.cm	5	
		Voltaje 12V	5	
		Velocidad 10rpm	5	
		Costo \$27	5	
		Disponible en el mercado	5	
		Torque 10Kg	5	
		Voltaje 12V	5	
		Velocidad 150rpm	3	
		Costo \$70	3	
		Disponible en el mercado	5	

Se selecciona la alternativa 2 (Motor De Alto Torque) porque cumple con las especificaciones necesarias siendo éste apropiado para el desarrollo del proyecto, véase la Figura 52.



Figura 52 Motor de alto torque

2.3 DISEÑO DEL SISTEMA ELÉCTRICO Y DE CONTROL

Este proyecto será manejado de manera remota, siendo portátil debido a su peso liviano de la estructura.

2.3.1 PARÁMETROS DE DISEÑO ELECTRÓNICO

- El exoesqueleto se utilizará tanto para el brazo izquierdo como el derecho.
- El mando será manual y por activación remota, para la cual la comunicación inalámbrica debe ser de corto alcance máximo de 10 metros.
- Deberá tener sensores de rotación para verificar el movimiento del exoesqueleto, que se citó en el apartado 2.1.
- Deberá contar con un sistema de control de lazo cerrado el cual contará con una tarjeta microcontroladora que por lo menos tenga 2 entradas analógicas y 10 salidas digitales, también debe poseer la comunicación USB y UART y su alimentación deberá ser 5V.
- El exoesqueleto contará con dos velocidades alta y baja, los cuales serán a $10^{\circ}/s$ y $5^{\circ}/s$ respectivamente.
- La fuente de alimentación deberá ser de [5-24]V DC ya que el exoesqueleto será portátil.
- El funcionamiento del exoesqueleto será mínimo de 60 minutos debido a que posteriormente se utilizará este dato para la duración de la batería.

2.3.2 DIAGRAMA DE FLUJO DEL FUNCIONAMIENTO

En la Figura 53 se indica el diagrama de flujo del funcionamiento del exoesqueleto. Con el switch (SW) se encenderá el exoesqueleto, el botón (B-IZQ/DER) se podrá seleccionar para que tipo de brazo va a funcionar ya sea izquierdo o el derecho y a su vez se pondrá en una posición inicial (brazo vertical hacia abajo), mediante el botón (VEL) se podrá seleccionar la velocidad de funcionamiento. Una vez seleccionado el brazo y la velocidad, los datos serán enviados al controlador para posteriormente dar movimiento al exoesqueleto con la ayuda de 4 pulsadores que son:

- B1: es el botón para activar al servomotor del hombro hacia arriba por medio de grados.
- B2: es el botón para activar al servomotor del hombro hacia abajo por medio de grados.
- B3: es el botón para activar al servomotor del codo hacia arriba por medio de grados.
- B4: es el botón para activar al servomotor del codo hacia abajo por medio de grados.
- PE: es el botón de paro de emergencia del funcionamiento del exoesqueleto.

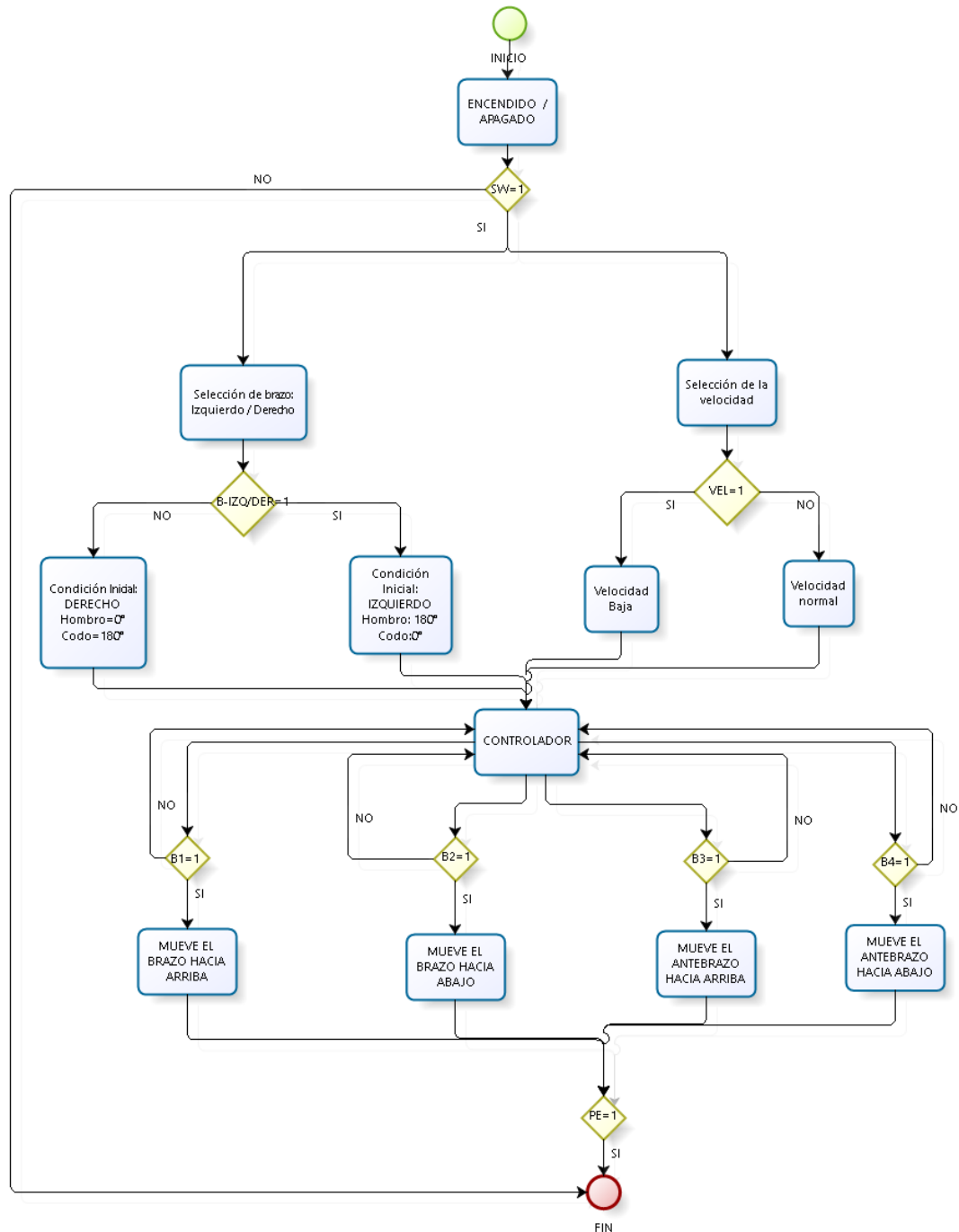


Figura 53 Diagrama de Flujo del funcionamiento del exoesqueleto

2.3.3 SISTEMA ELECTRÓNICO

A continuación, en la Figura 54 se muestra un diagrama electrónico que contiene los elementos necesarios para cumplir con el funcionamiento del exoesqueleto, según los parámetros de diseño, así mismo se indica cómo estará estructurada la etapa electrónica.

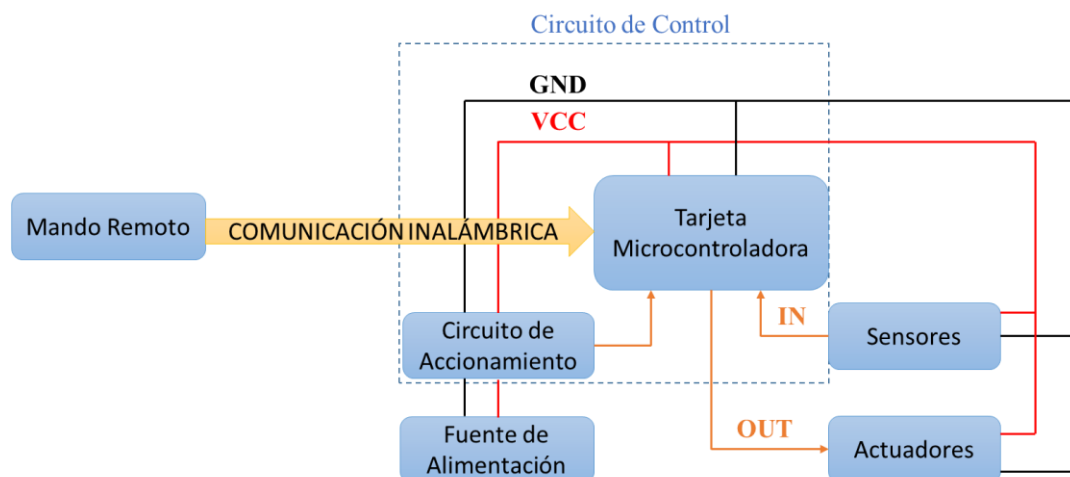


Figura 54 Diagrama de los componentes electrónicos

Donde:

Línea Roja: Voltaje Positivo (VCC)

Línea Negra: Tierra (GND)

Línea Anaranjada: Señal de entrada o salida (IN/OUT)

2.3.4 SELECCIÓN DE COMPONENTES

En este apartado se seleccionarán los dispositivos que cumplen con el diseño electrónico del exoesqueleto analizado anteriormente.

SELECCIÓN DE LA TARJETA MICROCONTROLADORA

Siendo la tarjeta electrónica microcontroladora un elemento de vital importancia en su selección debido a que su objetivo principal es el de controlar todos los recursos del exoesqueleto.

Para la selección de la tarjeta microcontroladora:

- Compatibilidad con cualquier sistema operativo (Windows, Linux, Mac OS X).
- Entradas y salidas análogas como digitales (2 entradas análogas y 10 salidas digitales).
- Poseer la comunicación USB y UART
- Voltaje de operación de [3.7 a 5] V

- Corriente de entrada/salida no mayor a los 50mA

Para cumplir con las especificaciones anteriores se analizó en el mercado, tres tipos de tarjetas microcontroladoras con sus características, existiendo otras. Mediante la escala de evaluación mostrada en la Tabla 8, se evalúa a cada alternativa quedando un resultado final como se muestra en la Tabla 12.

Tabla 12

Tabla comparativa de las tarjetas microcontroladoras

Alternativas	Tarjetas Microcontroladoras	Características	Ponderación	TOTAL
		Entradas y salidas: 14 I/O(digitales) y 6 I(analógicas)	5	
		Compatibilidad: Windows, Linux, Mac OS X	4	
		Voltaje de operación: 5V	4	
		Poseer la comunicación USB y UART	5	
		Costo: \$15	4	
		Entradas y salidas: 14 I/O(digitales) y 6 I(analógicas)	5	
		Compatibilidad: Windows, Linux, Mac OS X	4	
		Voltaje de operación: [3.5 - 5]V	5	
		Poseer la comunicación USB y UART	5	
		Costo: \$9	5	
		Entradas y salidas: 40 I/O(digitales) y 15 I(analógicas)	5	
		Compatibilidad: Windows, Linux, Mac OS X	5	
		Voltaje de operación: 5V	3	
		Poseer la comunicación USB y UART	5	
		Costo: \$36	3	

Se selecciona la alternativa 2 (Tarjeta microcontroladora Arduino Mini Pro) porque cumple con las especificaciones necesarias siendo éste apropiado para el desarrollo del proyecto, véase la Figura 55.

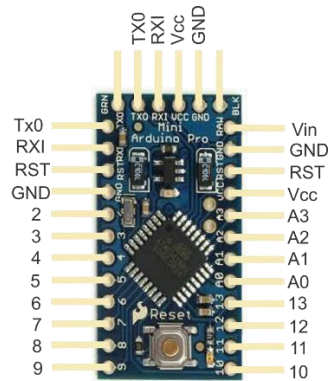


Figura 55 Arduino Mini Pro

SELECCIÓN DE LA TARJETA CONTROLADORA DE SERVOMOTORES

Para la selección de la tarjeta controladora de servomotores:

- Se requiere mínimo de 3 canales
- Tener comunicación USB, TTL serial
- Voltaje de operación [3 - 16] V
- Control de velocidad individual para cada canal
- Corriente de suministro de tarjeta es de 30mA
- Corriente de suministro para los canales de los servos 600mA

Para cumplir con las especificaciones anteriores se analizó en el mercado, tres tipos de tarjetas controladoras de servomotores con sus características, existiendo otras. Mediante la escala de evaluación mostrada en la Tabla 8, se evalúa a cada alternativa quedando un resultado final como se muestra en la Tabla 13.

Tabla 13**Tabla comparativa de las tarjetas controladoras de servomotores**

Alternativa	Tarjeta controladora para Servos	Características	Ponderación	TOTAL
		Canales: 6	5	
		Comunicación USB y UART	5	
		Voltaje de operación: [3 - 16]V	5	
		Control de velocidad individual para cada canal	5	
		Canales: 16	5	
		Comunicación USB y UART	5	
		Voltaje de operación: 5V	4	
		Control de velocidad individual para cada canal	3	
		Canales: 16	5	
		Comunicación USB y UART	5	
		Voltaje de operación: 5V	4	
		Control de velocidad individual para cada canal	3	

Se selecciona la alternativa 1 (Tarjeta controladora de servomotores Micro Maestro Pololu) porque cumple con las especificaciones necesarias siendo éste apropiado para el desarrollo del proyecto, véase la Figura 56.

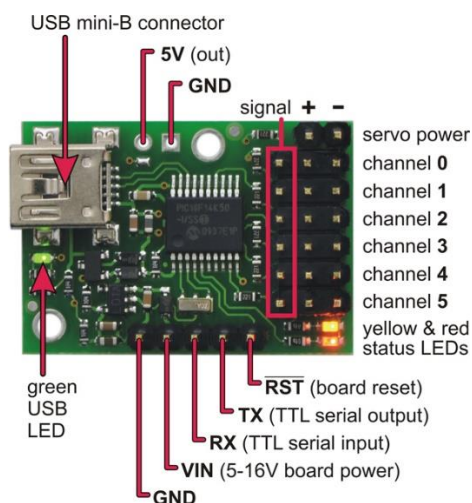


Figura 56 Tarjeta Micro Maestro Pololu

SELECCIÓN DEL DISPOSITIVO INALÁMBRICO

Un dispositivo inalámbrico trabaja con una red inalámbrica, que permite conectar diversos nodos sin utilizar una conexión física es decir la eliminación de cables, estableciendo la comunicación mediante ondas electromagnéticas.

Para la selección del tipo de dispositivo se escoge la más económica que es Bluetooth, y también porque no requiere de muchos envíos de datos. Se utiliza el protocolo UART RS 232 serial, para lo cual se va a utilizar el dispositivo HC-05, por su fácil implementación con: PC, microcontrolador o módulos Arduinos, como se muestra en la Figura 57.

Características

- Voltaje de alimentación: 3.3VDC – 6VDC.
- Voltaje de operación: 3.3VDC.
- Alcance de 5 a 10 metros
- Velocidad de transmisión ajustable: 1200, 2400, 4800, 9600, 19200, 38400, 57600, 115200.
- Tamaño: 1.73 in x 0.63 in x 0.28 in (4.4 cm x 1.6 cm x 0.7 cm)
- Corriente de operación: < 40 mA
- Corriente modo sleep: < 1mA

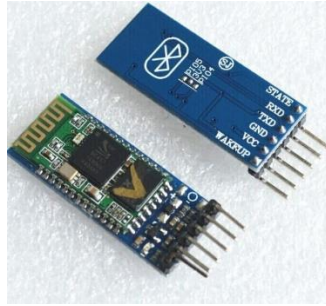


Figura 57 Módulo Bluetooth HC-05

SELECCIÓN DEL SENSOR DE ROTACIÓN

Para la selección del sensor, se escoge porque se basa en el potenciómetro y es compatible con arduino que va a estar acoplado a cada servomotor y quien dará la lectura del movimiento en grados de los servomotores.

Características

- Sensor de rotación analógico
- Fuente de alimentación de 5v.
- Sensor de rotación de 300 grados
- Potenciómetro de 10K Ω

En la Figura 58 se muestra el sensor de rotación (potenciómetro).



Figura 58 Sensor de rotación

FUENTE DE ENERGÍA

Antes de iniciar con la selección de la fuente de energía se realizan los cálculos referentes al consumo de corriente de los servomotores y demás componentes ya

seleccionados para establecer el suministro de corriente que debe entregar la batería o las baterías a utilizar.

Consumo de los actuadores

Servomotor hombro

El momento del actuador del hombro es

$$M = 11.75N.m$$

Ángulo en radianes se da por la Ecuación 23

$$\theta = \text{ángulo del servo} * \frac{\pi}{180^\circ} \quad \text{Ecuación 23}$$

$$\theta = 60^\circ * \frac{\pi}{180^\circ} = 1.05[rad]$$

La velocidad angular está dada por la Ecuación 24

$$\omega = \frac{\theta}{\text{tiempo del servo}} \quad \text{Ecuación 24}$$

$$\omega = \frac{\theta}{t} = \frac{1.05[rad]}{0.26[s]} = 4.04 \left[\frac{rad}{s} \right]$$

La potencia está dada por la Ecuación 25

$$P = M. \omega \quad \text{Ecuación 25}$$

$$P = M. \omega = 11.75[N.m] * 4.04 \left[\frac{rad}{s} \right] = 47.47[W]$$

El consumo de amperios está dado por la Ecuación 26

$$I = \frac{P}{V} \quad \text{Ecuación 26}$$

$$I = \frac{P}{V} = \frac{47.47[W]}{14.8[V]} = 3.2[A]$$

Servomotor codo

$$M = 2.45N.m$$

$$\theta = 60^\circ * \frac{\pi}{180^\circ} = 1.05[rad]$$

$$\omega = \frac{\theta}{t} = \frac{1.05[\text{rad}]}{0.1[\text{s}]} = 10.5 \left[\frac{\text{rad}}{\text{s}} \right]$$

$$P = M \cdot \omega = 2.45[\text{N} \cdot \text{m}] * 10.5 \left[\frac{\text{rad}}{\text{s}} \right] = 25.73[\text{W}]$$

$$I = \frac{P}{V} = \frac{25.73[\text{W}]}{14.8[\text{V}]} = 1.74[\text{A}]$$

Motor muñeca

$$M = 0.889\text{N} \cdot \text{m}$$

$$\omega = 10\text{rpm} * \frac{2\pi\text{rad}}{60\text{s}} = 1.05 \left[\frac{\text{rad}}{\text{s}} \right]$$

$$P = M \cdot \omega = 0.889[\text{N} \cdot \text{m}] * 1.05 \left[\frac{\text{rad}}{\text{s}} \right] = 0.93[\text{W}]$$

$$I = \frac{P}{V} = \frac{0.93[\text{W}]}{14.8[\text{V}]} = 0.06[\text{A}]$$

Al sumar los tres actuadores el consumo es de 5[A] a esto se debe sumar el consumo de la tarjeta controladora de servomotores 35[mA] y de la tarjeta microcontroladora 40 [mA]; con lo cual se tendría un consumo total de 5.08[A] requerido para el funcionamiento del exoesqueleto, adicionando 1.2 [A] por Factor de seguridad quedando un de 6.1[A]

Para cumplir con las especificaciones anteriores se analizó en el mercado, tres tipos de baterías con sus características, existiendo otras. Mediante la escala de evaluación mostrada en la Tabla 8, se evalúa a cada alternativa quedando un resultado final como se muestra en la Tabla 14.

Tabla 14**Tabla comparativa de las baterías**

Alternativa	Baterías	Características	Ponderación	TOTAL
		Voltaje suministrado: 14.8V	5	
		Corriente suministrada: 5000mAh	2	
		Dimensiones: [139x45x44]mm	5	
		Peso: 528g	5	
		Costo (\$):34	5	
		Voltaje suministrado: 14.8V	5	
		Corriente suministrada: 9000mAh	5	
		Dimensiones: [156x45x62]mm	4	
		Peso: 878g	3	
		Costo (\$):160	3	
		Voltaje suministrado: 22..2V	4	
		Corriente suministrada: 5000mAh	4	
		Dimensiones: [155x48x46]mm	4	
		Peso: 753g	4	
		Costo (\$):77	4	

La alternativa 1 tiene mayor ponderación, pero no cumple con el abastecimiento del consumo del exoesqueleto, por lo tanto, quedan las dos alternativas con la misma ponderación y se decide elegir la alternativa 3 (batería HRB), y realizar nuevamente los cálculos para dicho suministro, ya que por falta de presupuesto no se elige la alternativa 2.

Servomotor hombro

$$I = \frac{P}{V} = \frac{47.47[W]}{22.2[V]} = 2.13[A]$$

Servomotor codo

$$I = \frac{P}{V} = \frac{25.73[W]}{22.2[V]} = 1.15[A]$$

Motor de la muñeca

$$I = \frac{P}{V} = \frac{0.93[W]}{22.2[V]} = 0.04[A]$$

Sumando con los demás dispositivos da un total de 3.4[A]. Finalmente, para cumplir con todas las características se procede a calcular el tiempo de duración:

$$\text{tiempo de descarga} = \frac{\text{carga eléctrica de la batería}}{\text{consumo de los dispositivos}}$$

$$\text{tiempo de descarga} = \frac{5000[mA \cdot h]}{3400[mA]}$$

$$\text{tiempo de descarga} = 1.48[h]$$

Como se observa cumple con el tiempo deseado de 60 minutos que durará una rehabilitación. En la Figura 59 se muestra la batería seleccionada mientras que en la Figura 60 se muestra el cargador.



Figura 59 Batería HRB



Figura 60 Cargador iMAX

2.3.5 CIRCUITOS DE ACONDICIONAMIENTO

Circuito de accionamiento del mando remoto

Este circuito está diseñado en el programa ISIS de Proteus, se indica en la Figura 61, consta de un switch y 6 pulsadores, el switch se le conectará el positivo de la fuente de energía y al momento de accionar el mismo se energizará la tarjeta microcontroladora, mientras que los 6 pulsadores servirán para activar el movimiento del exoesqueleto sea hombro (arriba/abajo), codo (arriba/abajo), para la selección de la velocidad y selección del brazo (izquierdo o derecho). Para la conexión remota se realizará por medio de Bluetooth, el cual irá conectado a la tarjeta microcontroladora.

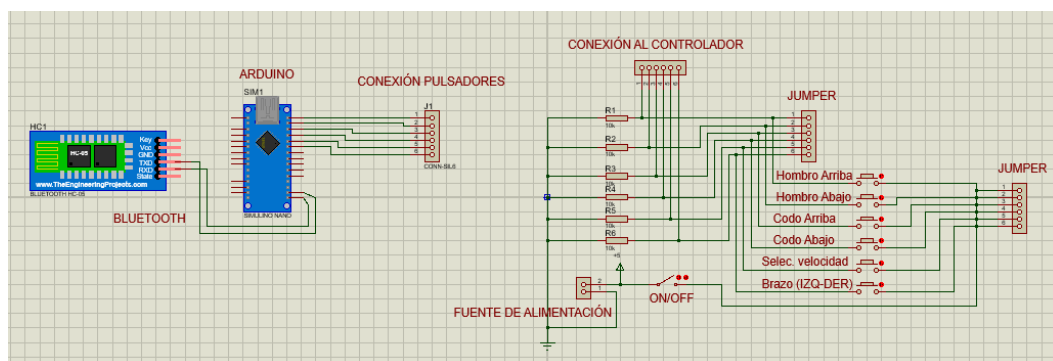


Figura 61 Circuito de accionamiento del mando remoto

Diagrama de conexión del circuito de control

En la siguiente Figura 62, se representa la conexión de todo el sistema de control, el cual muestra la conexión del arduino al bluetooth, tarjeta Pololu y puente H.

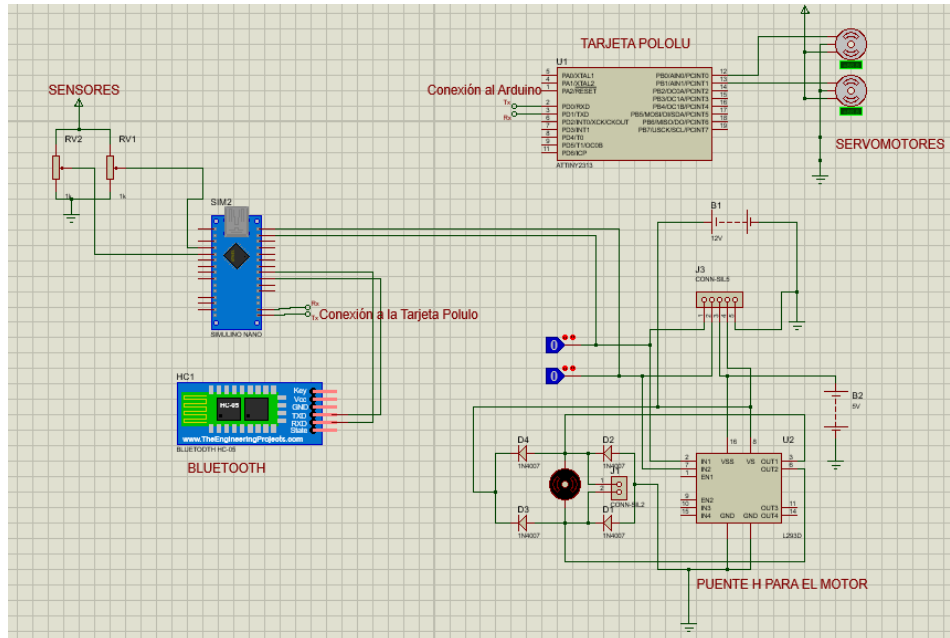


Figura 62 Circuito de control

Regulador de voltaje para los componentes

Se realiza la conexión de un regulador de voltaje para la alimentación de la tarjeta de control a +5V y servomotor del codo a 7.4V como se muestra en la Figura 63.

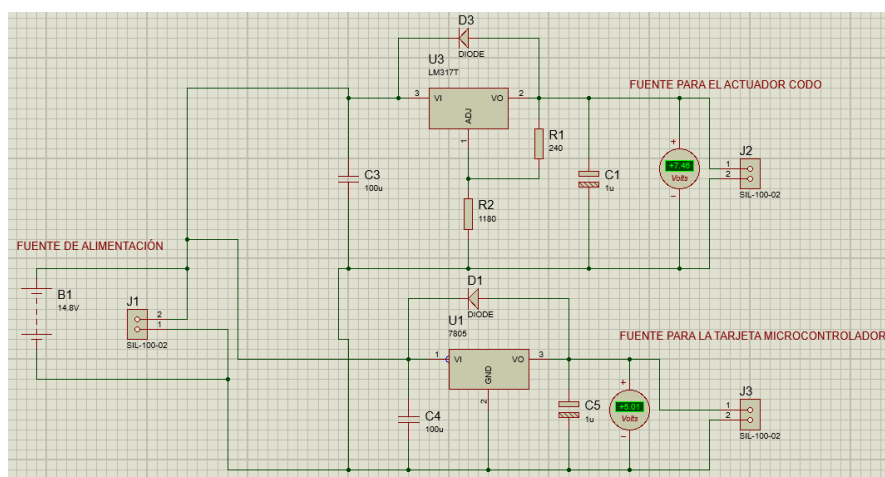


Figura 63 Regulador de Voltaje para los componentes

CAPÍTULO III

CONSTRUCCIÓN Y PRUEBAS

El presente capítulo detalla la fase de construcción y ensamble como también las pruebas y resultados del exoesqueleto implementado, el proceso de construcción de cada una de las piezas se llevó a cabo mediante la utilización de una Impresora 3D, que es un método de fabricación aditiva, en la cual se añade material por capas para elaborar objetos de geometría muy compleja de forma rápida, para posteriormente ensamblarlas y colocar en ellas cada uno de los dispositivos electrónicos y demás componentes, al final de este capítulo se presenta al exoesqueleto que cumpla con las necesidades requeridas conjuntamente se realizará la validación de la hipótesis planteada.

3.1 CONSTRUCCIÓN E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA MECÁNICO

Para realizar la construcción de la estructura mecánica se utilizó la impresora PRIUSA 3D como se muestra en la Figura 64, a continuación, se presenta las características en la Tabla 15.

Tabla 15

Especificaciones técnicas de la impresora PRIUSA 3D

Especificaciones Técnicas	
Tecnología de Impresión3D:	Fused Deposition Modelling FDM
Resolución:	0.1mm
Volumen de construcción:	180 x 180 x 150mm
Filamentos:	ABS, PLA
Diámetro:	1.75mm
Nozzle (Diámetro punta):	0.3mm
Sistema operativo:	WINDOWS (7+), MAC OS X (10.7+).
Temperatura de cama controlable:	0-110 C
Temperatura de extrusor:	0-250 C
AC Input:	110V—240V, 3A, 50-60HZ
Consumo Energético:	120W
Conectividad:	USB – SD_CARD
Chasis:	Marco metálico
Plataforma de construcción:	Aluminio



Figura 64 Impresora 3D

Para lo cual se realiza el siguiente procedimiento.

- a) Guardar en formato. STL las piezas previamente diseñadas en SolidWorks.
- b) El programa a utilizar es Matter Control 1.6, con el que trabaja la impresora y permite la configuración de cada objeto como se muestra en la Figura 65.

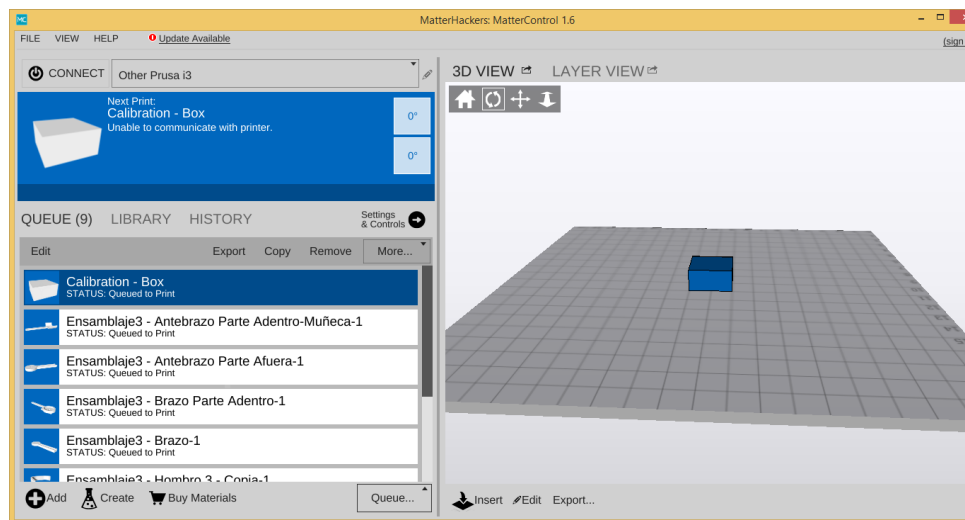


Figura 65 Software Matter Control 1.6

Para abrir la pieza se selecciona Add que se encuentra en la parte inferior izquierda de la ventana como se muestra en la Figura 66.

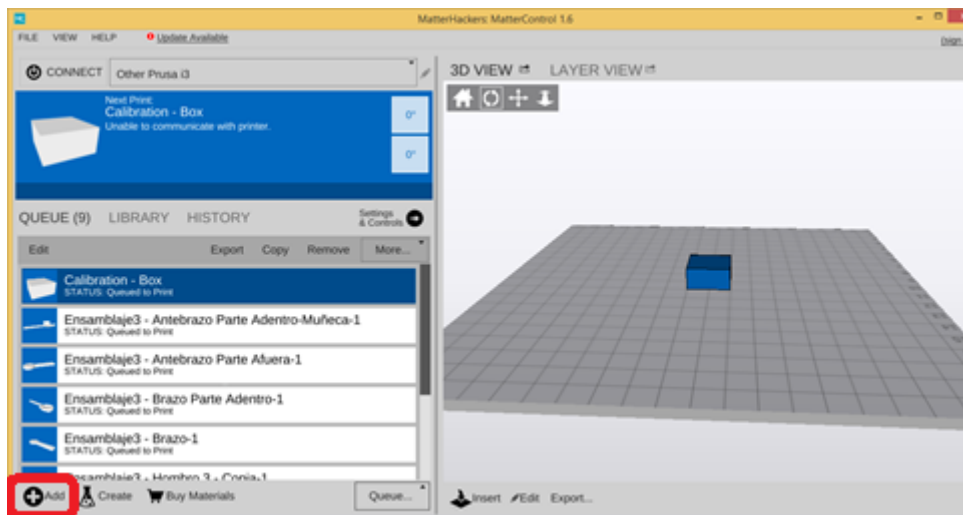


Figura 66 Abrir pieza

Procedemos a configurar los parámetros para la impresión en lo cual se detalla el material, la calidad de impresión, resolución, vista previa y la dimensión del filamento de la impresión como se muestra en la Figura 67.

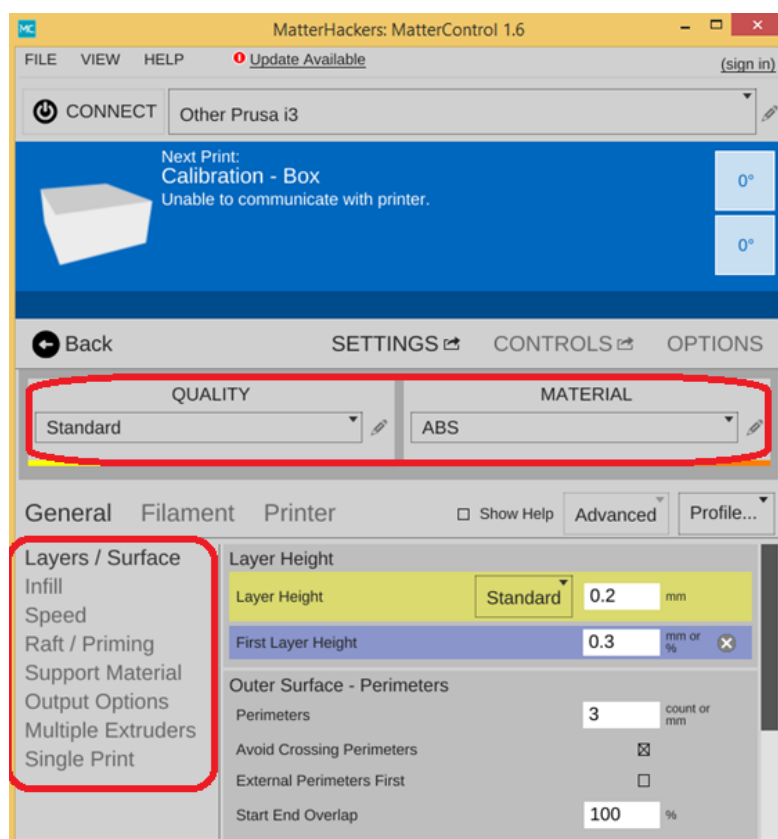


Figura 67 Parámetros para la impresión

Una vez configurado los parámetros se procede a presionar en LAYER VIEW seguido de GENERATE con el cual permite generar los cálculos necesarios previamente antes de realizar la impresión en el cual dará el tiempo estimado en la impresión de cada pieza y la cantidad de material a utilizar esto ayuda para realizar la variación de posición de la forma de impresión, por lo que en diferentes posiciones varía el tiempo de realización de la pieza, con lo cual se selecciona la mejor posición para la impresión además de optimizar la utilización del material como se muestra en la Figura 68.

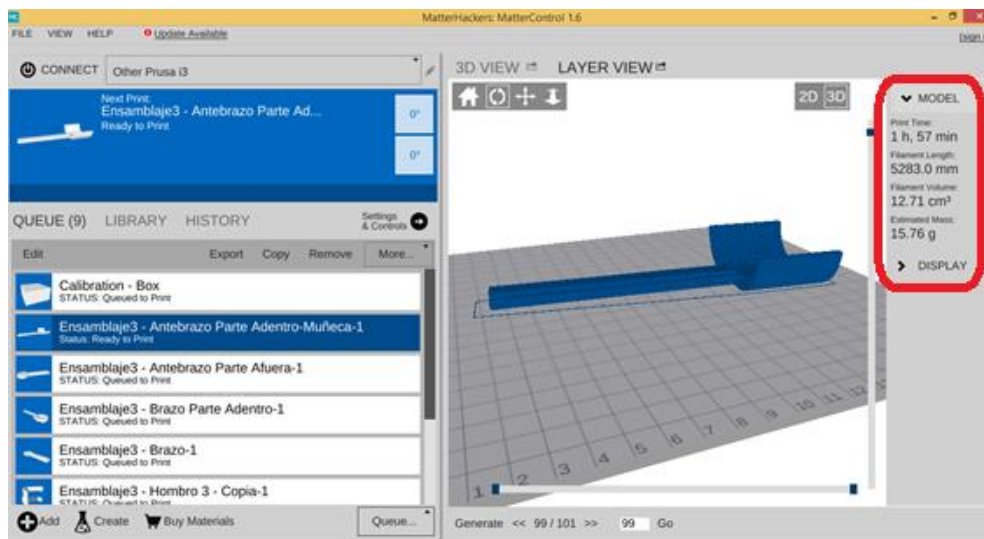


Figura 68 Cálculos necesarios previamente antes de realizar la impresión

Se genera un archivo .gcode para guardar en la Tarjeta SD como se visualiza en la Figura 69.



Figura 69 Tarjeta SD

Insertar en la ranura SD de a impresora como se observa en la Figura 70.



Figura 70 Insertar la tarjeta SD

Verificar la lectura de la tarjeta en la parte inferior de la pantalla como se ve en la Figura 71.

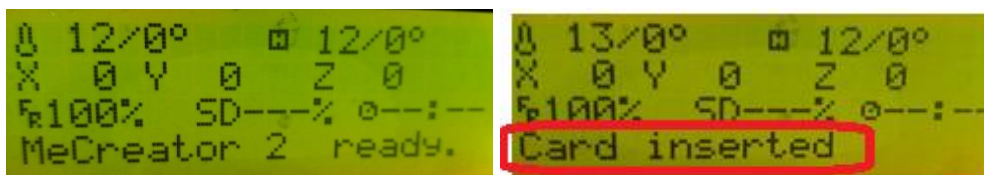


Figura 71 Verifica la Tarjeta SD

Una vez ubicada la tarjeta SD se selecciona en el menú principal la opción de “Print from sd” como se visualiza en la Figura 72.

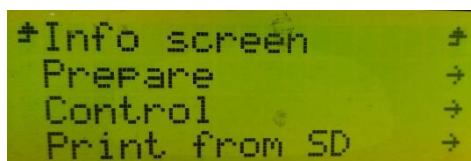


Figura 72 Seleccionar Print from SD

Posterior se selecciona el nombre del archivo para iniciar con la impresión, como se ve en la Figura 73.

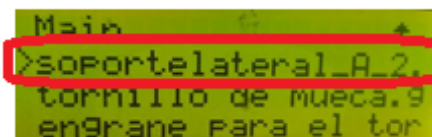
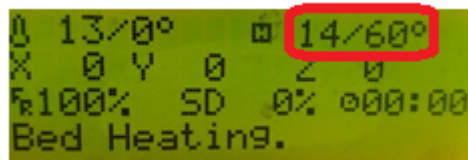


Figura 73 Seleccionar el nombre del archivo

Al momento de seleccionar el archivo comienza el proceso de impresión con el calentamiento de la plancha de aluminio a 60°, como se observa en la Figura 74.



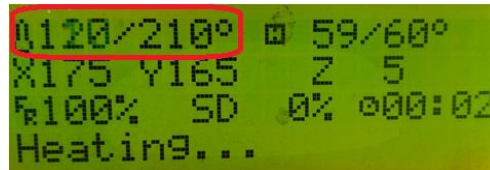
```

13/0° 14/60°
X 0 Y 0 Z 0
100% SD 0% 000:00
Bed Heating.

```

Figura 74 Proceso de calentamiento

Posterior se calienta el extrusor a 210 grados apropiados para la impresión, como se muestra en la Figura 75.



```

120/210° 59/60°
X175 Y165 Z 5
100% SD 0% 000:02
Heating...

```

Figura 75 Extrusor a 120°

Se ubica en el modo home de la impresora y se espera que la condiciones se establezcan como se ve en la Figura 76.



Figura 76 Modo HOME

La impresión comienza una vez alcanzada las temperaturas establecidas, como se muestra en la Figura 77.

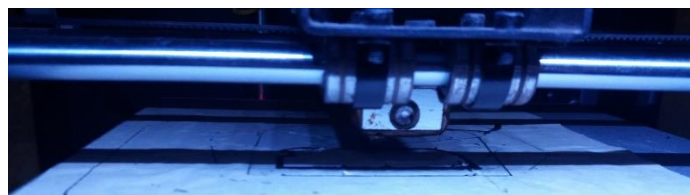


Figura 77 Inicio de la impresión

Para la realización de cada una de los elementos se procede a realizar el mismo procedimiento como se muestra en la Figura 78.

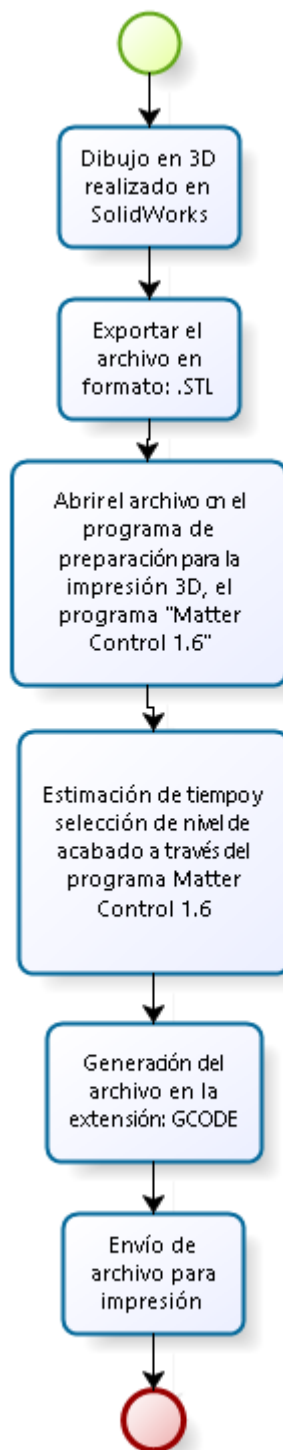
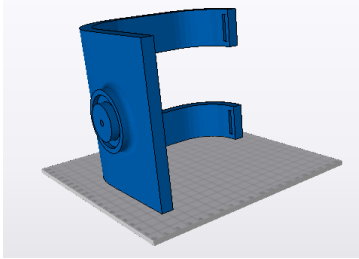
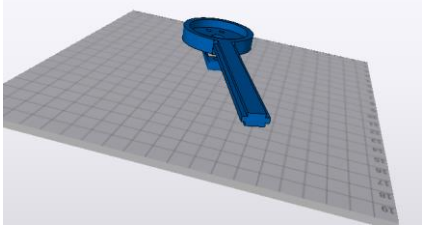
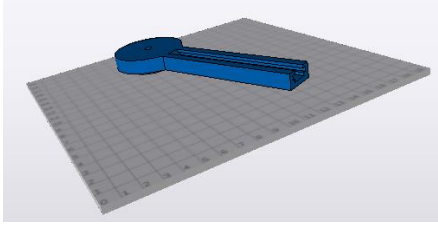
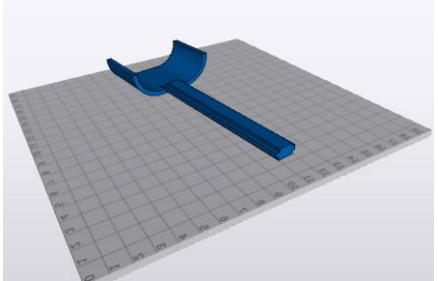
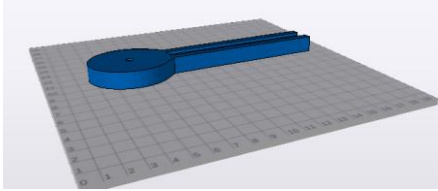
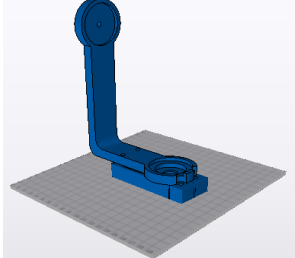


Figura 78 Pasos para la impresión 3D de una pieza

En la Tabla 16, se presenta cada pieza con su respectivo tiempo de impresión como material utilizado.

Tabla 16
Tiempo y uso de material en la impresión

Pieza	Tiempo de la impresión	Material utilizado	Figura
Soporte Hombro	14H3min	126.47g	
Brazo interno	1H53min	16.14g	
Brazo afuera	2H19min	20.78g	
Antebrazo interno	1H57min	15.76g	
Antebrazo Afuera	2H28min	20.48g	
Soporte	9H12min	56.46g	

CONTINUA



2	1H	5.66g	
Carcasas para sensor			

En la Figura 79, se presenta la impresión de cada una de las piezas diseñadas.

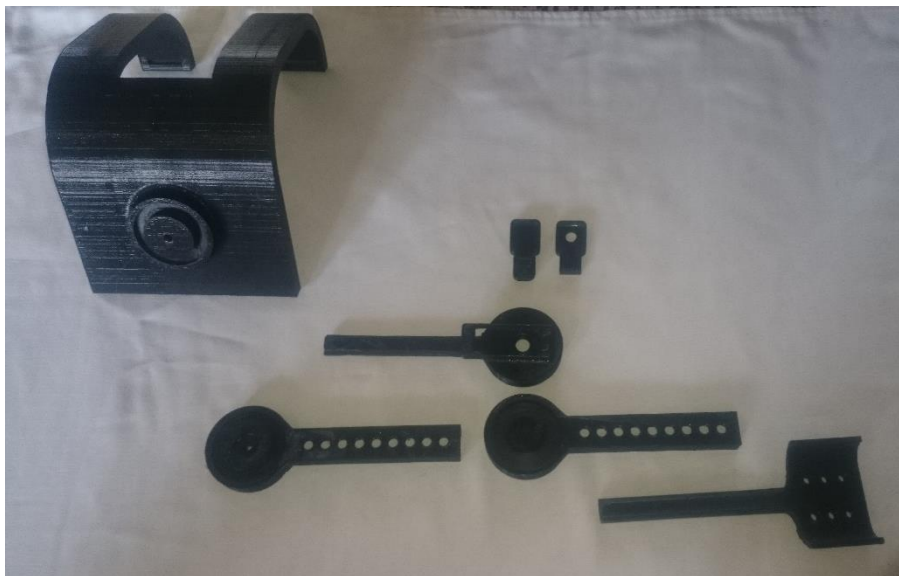


Figura 79 Impresión de las piezas del exoesqueleto

3.1.1 ENSAMBLES DEL EXOESQUELETO

Una vez concluido la impresión de cada uno de las piezas, se procede con el ensamble de la estructura para lo cual se utiliza rodamientos y tornillos para la sujeción además se procede a montar los servomotores en la estructura para tener una buena sujeción.

Ensamble del brazo

Mediante la utilización de prisioneros se une las dos piezas como se muestra en la Figura 80, la cual debe quedar a la longitud del brazo del usuario.



Figura 80 Brazo con el rodamiento

Ensamble del antebrazo

Mediante la utilización de prisioneros se une las dos piezas como se muestra en la Figura 81 misma que se podrá regular a la longitud del antebrazo del usuario



Figura 81 Antebrazo con el rodamiento y prisionero

3.1.2 MONTAJE DE SERVOS

Una vez ensamblado los elementos del brazo y antebrazo se proceden a realizar el acople de cada uno de los servos para lo cual se procese a realizar el montaje mediante la sujeción de tornillos.

Montaje del servomotor para movimiento de antebrazo

El montaje del servo se realiza en la pieza del brazo de la parte interior en el cual se muestra en la Figura 82.

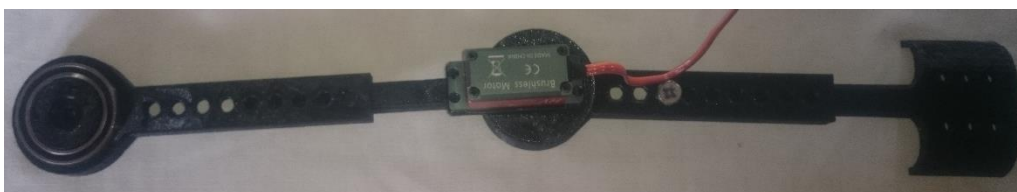


Figura 82 Montaje del servomotor codo a la pieza del brazo

Montaje del servomotor para movimiento de brazo

En la Figura 83 se muestra que el acople del servo se realiza en el soporte con la sujeción de tornillos para que quede fijo.



Figura 83 Montaje del servomotor hombro a la pieza del soporte

Una vez realizado el acople de servomotores, se inicia el montaje de los sensores rotativos (potenciómetros), para posteriormente colocarlos a cada servomotor tal como se observa en las Figuras 84 y 85.

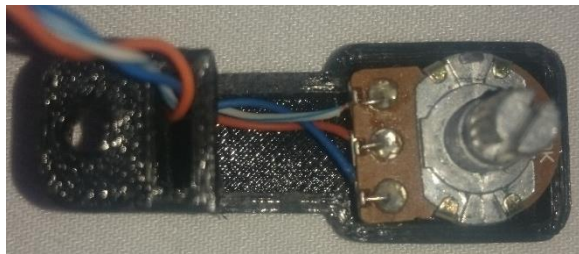


Figura 84 Montaje del sensor rotativo

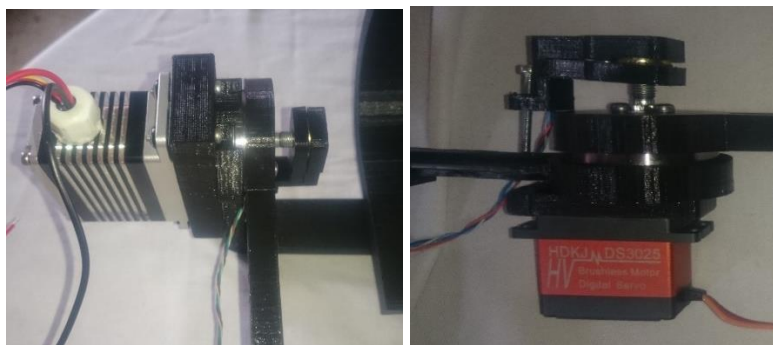


Figura 85 Colocación de los sensores a los servomotores

Luego se procede al ensamble completo como se muestra en la Figura 86 para lo cual se utiliza tornillos de sujeción.

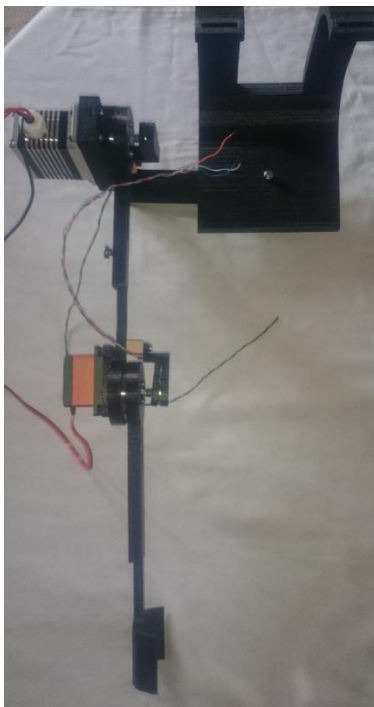


Figura 86 Ensamble completo del exoesqueleto

3.2 IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA ELÉCTRICO Y DE CONTROL

Una vez ensamblada la estructura y montaje de todos los elementos se realiza la implementación del sistema de control con la ayuda del software arduino y el maestro control center, mismos que servirán para la recepción de datos obtenidos y posteriormente transmitir los datos a la tarjeta pololu para controlar cada uno de los servos.

3.2.1 CONEXIÓN DE LA TARJETA POLULO CON ARDUINO

La tarjeta Pololu que se ha seleccionado es la Micro Maestro de seis canales para este proyecto se controla mediante señales obtenidas por los puertos TTL serial de entrada y salida, que permite que el control con la tarjeta arduino.

CONEXIÓN DE LOS SERVOS

A cada servo se lo va a conectar directamente a un canal de la tarjeta pololu para lo cual se realiza la conexión a través del Software Pololu Maestro Control Center.

Para verificar la conexión con la tarjeta nos muestra versión de la tarjeta en el software como se muestra en la Figura 87.

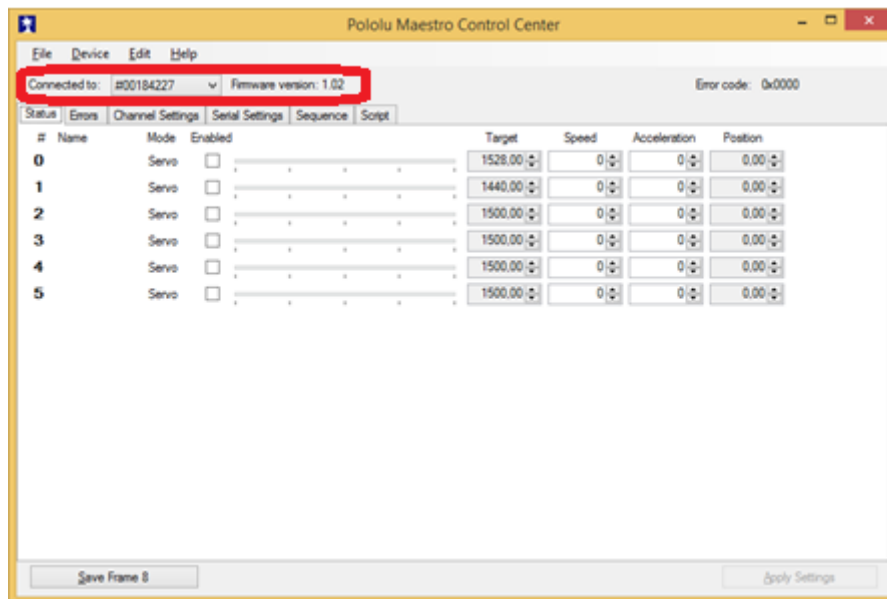


Figura 87 Verificación de la conexión con la tarjeta

Para la configuración de la cantidad de pulsos, se debe colocar a cada servo en un canal, para posteriormente ir variando el valor máximo y mínimo hasta encontrar los valores de cada servomotor como se muestra en la Figura 88.

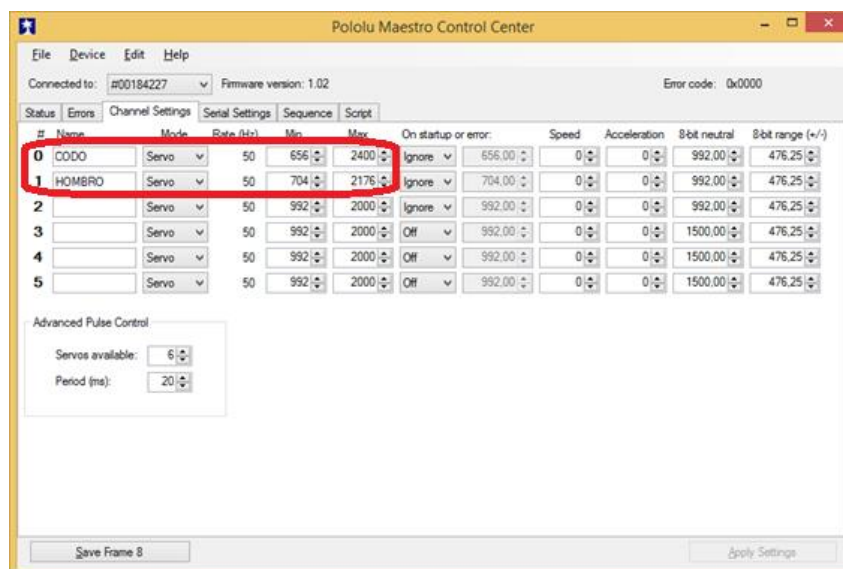


Figura 88 Configuración de la cantidad de pulsos de cada servomotor

En la Figura 89, se visualiza que están conectados los dos servomotores en la pestaña Status, los cuales se puede ir variando la posición de cada uno, activando el canal.

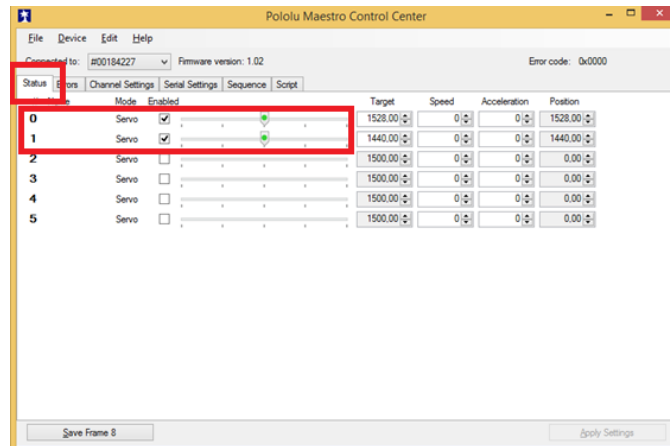


Figura 89 Visualización de los dos servomotores conectados a cada canal

Una vez determinado los valores para cada servo se tiene:

- Servomotor Brushless para movimiento de codo: Codo 656 a 2400 pulsos/ μ s
- Servomotor Hitec para movimiento del hombro: 704 a 2176 pulsos/ μ s

Se configura la tarjeta pololu para la comunicación UART y colocando la velocidad de transmisión a 9600 en la pestaña Serial Settings como se ve en la Figura 90.

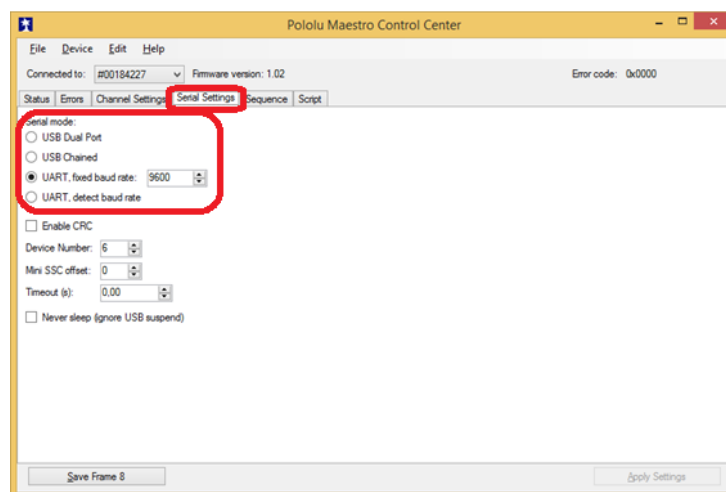


Figura 90 Configuración de la tarjeta pololu para la comunicación

3.2.2 IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL

Para la implementación del sistema de control, se escoge el método de Ziegler-Nichols el cual determina la sintonización de controladores PID.

Se utiliza el primer método llamado la curva de reacción, el cual se obtiene experimentalmente la respuesta de la planta a una entrada escalón y si la respuesta no

tiene oscilaciones y además posee un retardo tal que se forma una “S”, puede obtenerse los parámetros del controlador PID utilizando el este método. En la Figura 91 se observa la respuesta en forma de s (Verona, 2006).

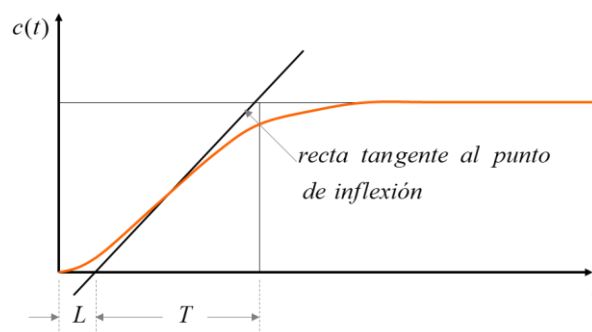


Figura 91 Curva de reacción en forma de “S”

Fuente: (Verona, 2006)

Esta respuesta se caracteriza con el tiempo de atraso L y la constante de tiempo T y se da la Ecuación 27.

$$\frac{C(s)}{U(s)} = \frac{Ke^{-Ls}}{Ts + 1} \quad \text{Ecuación 27}$$

para obtener L y T, se traza una recta tangente al punto de inflexión de la respuesta, la intersección con el eje del tiempo y con el valor final de la amplitud forman las distancias L y T.

Con L y T, se obtienen los parámetros del controlador PID utilizando la Tabla 17.

Tabla 17

Valores de sintonización

Tipo de controlador	Kp	τ_i	τ_d
P	$\frac{T}{L}$	∞	0
PI	$0.9 \frac{T}{L}$	$\frac{L}{0.3}$	0
PID	$1.2 \frac{T}{L}$	$2L$	$0.5L$

Fuente: (Verona, 2006)

Servomotor del hombro

En la Figura 92 se muestra la curva de reacción del servomotor del hombro, la recta de máxima pendiente se deducen por los parámetros τ_0 , γ_0 y k_0 definidos por el análisis en lazo abierto de Ziegler-Nichols. Se realiza una entrada escalón de 0V a 2V.

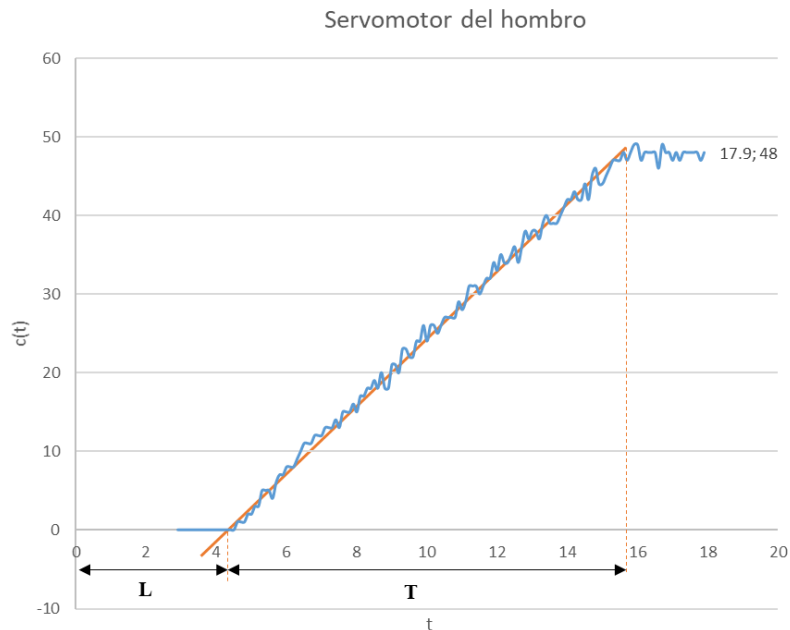


Figura 92 Curva de reacción del servomotor del hombro

$$L = \tau_0 = t_1 - t_0 = 4 - 3 = 1$$

$$T = \gamma_0 = t_2 - t_1 = 16 - 4 = 12$$

$$k_0 = \frac{y_1 - y_0}{u_1 - u_0} = \frac{48 - 0}{2 - 0} = \frac{48}{2} = 24$$

$$G = \frac{k_0 e^{-s\tau_0}}{1 + \gamma_0 s} = 24 \frac{e^{-s}}{1 + 12s}$$

Según Ziegler-Nichols, la relación de estos coeficientes con los parámetros del controlador proporcional es como se muestra en la Tabla 17.

$$Kp = \frac{T}{L} = \frac{12}{1} = 12$$

Se realiza la gráfica en el software Matlab como se ve en la Figura 93 con la planta G y la constante de proporcionalidad Kp , el cual se muestra que tiene una buena respuesta el control.

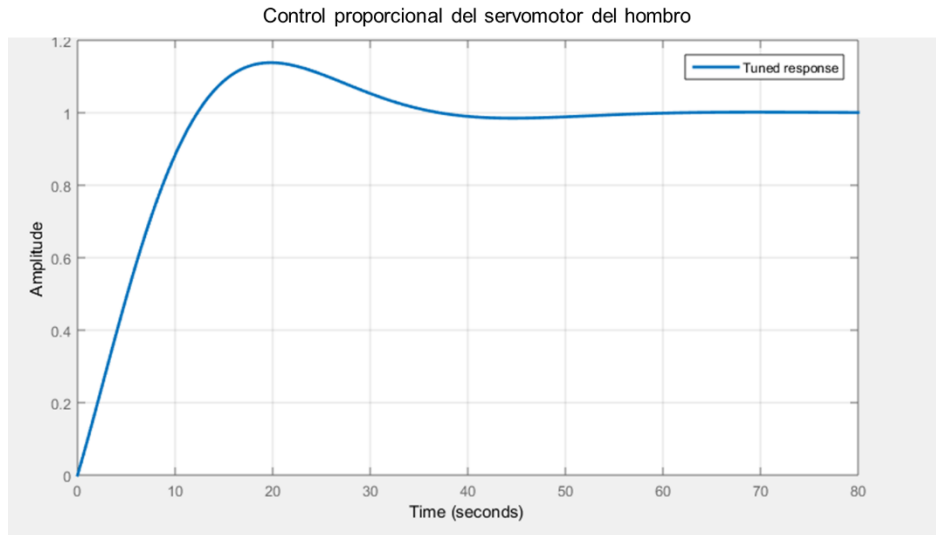


Figura 93 Gráfica del control proporcional del servomotor del hombro

Servomotor del codo

En la Figura 94 se muestra la curva de reacción del servomotor del codo, la recta de máxima pendiente se deducen por los parámetros τ_0 , γ_0 y k_0 definidos por el análisis en lazo abierto de Ziegler-Nichols. Se realiza una entrada escalón de 0V a 2V.

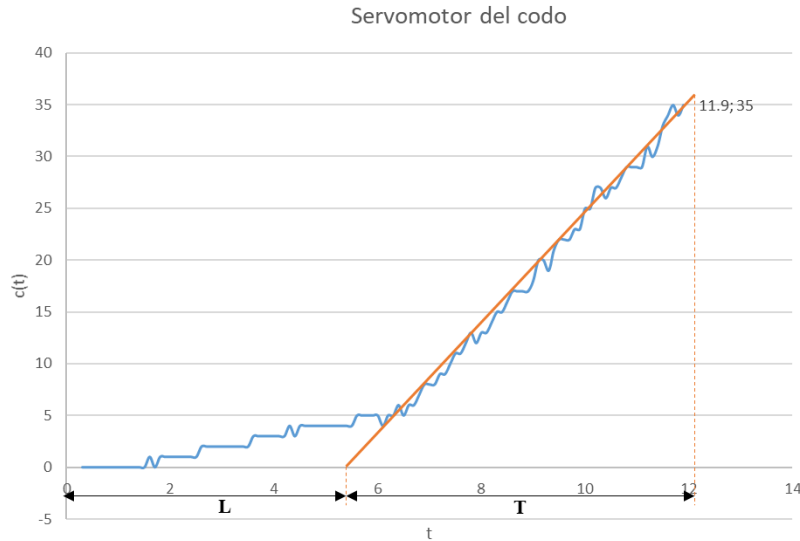


Figura 94 Curva de reacción del servomotor del codo

$$L = \tau_0 = t_1 - t_0 = 5 - 2 = 3$$

$$T = \gamma_0 = t_2 - t_1 = 12 - 5 = 7$$

$$k_0 = \frac{y_1 - y_0}{u_1 - u_0} = \frac{35 - 0}{2 - 0} = \frac{35}{2} = 17.5$$

$$G = \frac{k_0 e^{-s\tau_0}}{1 + \gamma_0 s} = 17.5 \frac{e^{-3s}}{1 + 7s}$$

Según Ziegler-Nichols, la relación de estos coeficientes con los parámetros del controlador proporcional es como se muestra en la Tabla 17.

$$Kp = \frac{T}{L} = \frac{7}{3} = 2.33$$

Se realiza la gráfica en el software Matlab como se ve en la Figura 95 con la planta G y la constante de proporcionalidad Kp con los valores obtenidos anteriormente. Lo cual muestra una buena respuesta el control.

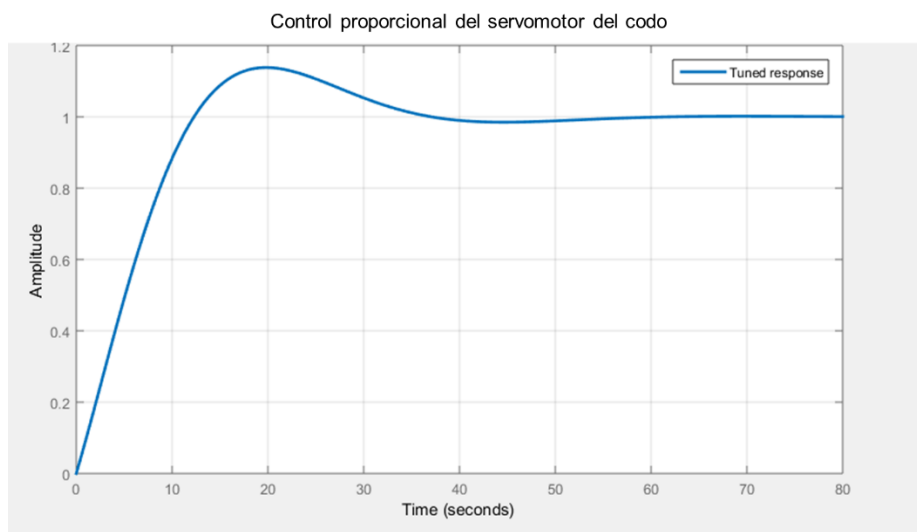


Figura 95 Gráfica del control proporcional del servomotor del codo

Con el control proporcional, se obtiene una respuesta de acción rápida ante cambios de setpoint o “perturbaciones”, y así está listo para programar en la tarjeta microcontroladora con la ayuda del software Arduino V1.6.12, en la siguiente Figura 96 se muestra un esquema de la conexión para el control de los servomotores.

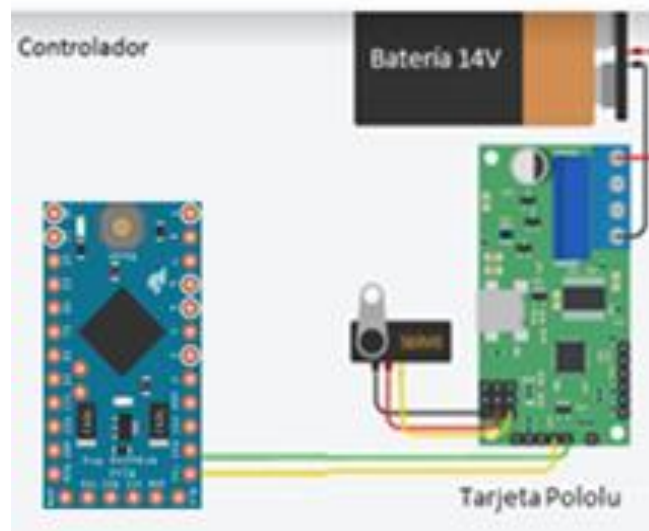


Figura 96 Conexión para el control de los servomotores

Se incluye en el ANEXO C la programación de Mando remoto y del Sistema de Control

3.2.3 CONSTRUCCIÓN DE PLACAS ELECTRÓNICAS

Para obtener un correcto funcionamiento de los dispositivos se debe realizar placas electrónicas las cuales puedan alimentar a los servomotores como también a las tarjetas microcontroladoras, en las Figuras 97,98,99 se presenta el diseño de las placas utilizando el Software ARES Proteus 8 Profesional.

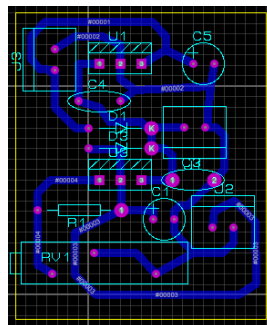


Figura 97 Diseño de la placa para la alimentación de los dispositivos

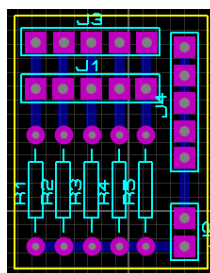


Figura 98 Diseño de la placa para el accionamiento

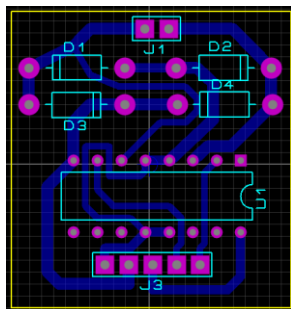


Figura 99 Diseño de la placa del puente H

Una vez realizado el diseño con la ayuda del software se procede a su respectiva manufacturación, la cual consiste en imprimir el circuito en papel fotográfico, luego se procede a pegarlo en la placa mediante el método de transmisión de calor con ayuda de una plancha, finalmente se procede a realizar las perforaciones y colocar cada elemento electrónico, la Figura 100 muestra las placas finalizadas.



Figura 100 Placas finalizadas

3.2.4 RECUBRIMIENTO DEL EXOESQUELETO

Para que el paciente no tenga ningún tipo de malestar al momento de usar el exoesqueleto, es necesario recubrirlo con materiales textiles, para su mejor ajuste y comodidad como se muestra en la Figura 101.



Figura 101 Recubrimiento textil

3.3 PRUEBAS Y ANÁLISIS RESULTADOS

Ya culminada la fase de construcción y ensamblaje, se procede a las pruebas y análisis de resultados del exoesqueleto implementado, para garantizar su buen funcionamiento se pondrá a prueba los movimientos de flexión-extensión tanto del hombro como del codo. Finalmente se validará la hipótesis planteada, para esto, se realizará pruebas de funcionamiento con pacientes del Patronato Municipal de Amparo Social de Latacunga y el CONADIS, los cuales al final de las pruebas darán su calificación y satisfacción con el proyecto desarrollado.

Para realizar la terapia de la flexión-extensión del brazo y antebrazo, se debe identificar el grado de fuerza muscular, para lo cual se tiene los siguientes grados: En el grado cero no hay contracción del músculo, en el grado 1 si hay contracción, pero no tiene fuerza para flexionar, en el grado 2 vence una mínima resistencia y puede realizar el movimiento, en el grado 3 vence a una mayor resistencia mientras que en los grados 4 y 5 son grados normales.

Para el grado 0 la flexión-extensión del miembro superior, se debe realizar cada día 20 repeticiones en la mañana y tarde. Para el grado 1 se debe realizar cada día 50 repeticiones

en la mañana y en la tarde. En el grado 2 se debe realizar cada día 70 repeticiones en la mañana y en la tarde. Y en el grado 3 se debe realizar 70 repeticiones en la tres veces al día. (Kumpel & Scatton, 2016)

3.3.1 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL EXOESQUELETO SIN CARGA

En primer lugar, se verifica los grados permisibles para el movimiento de cada articulación, que se encuentra detallado en la sección 2.1.

Flexión - Extensión del Hombro

Se realizó la medición de los grados de la flexión-extensión del hombro que se visualiza en la Figura 102. En la Tabla 18 se presenta los valores ejecutados y medidos de los grados que intervienen en el movimiento.



Figura 102 Pruebas de medición de los ángulos ejecutados vs ángulos medidos del hombro

Tabla 18

Recopilación de datos sobre los valores ejecutados y valores medidos de la flexión-extensión del hombro

Valor ejecutado	Valor medido en subida	Valor medido en bajada
10	6	6
20	12	13
30	20	21
40	27	30
50	37	39
60	45	47
70	53	56
80	61	65
90	70	74
100	80	83
110	89	92
120	98	102
130	108	112
140	119	122
150	129	132
160	139	141
170	148	148
180	150	150

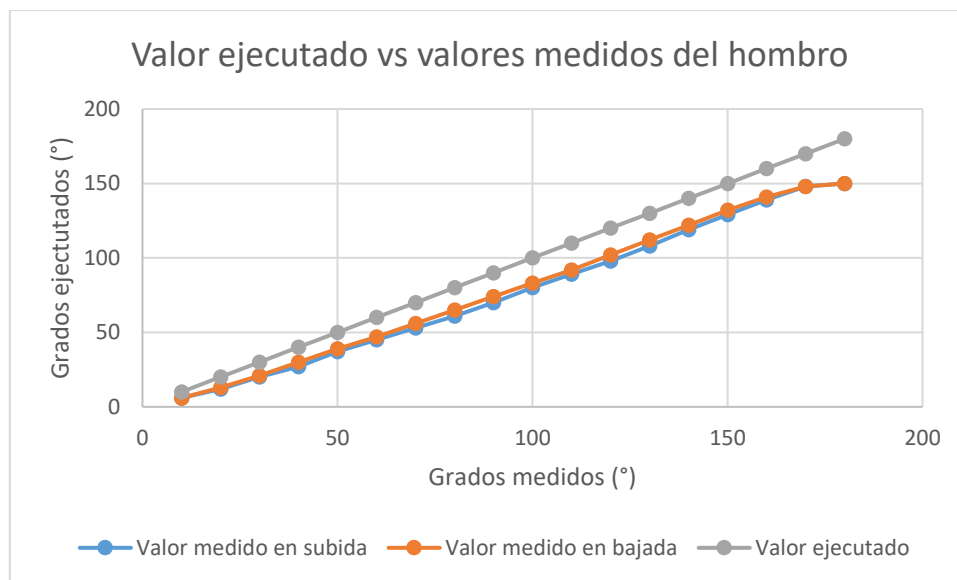


Figura 103 Valor medido vs Valor ejecutado del hombro

En la Figura 103 se muestra que los desplazamientos de los valores medidos se alejan de los valores ejecutados, debido a que se está trabajando con una fuente de 12V, el

servomotor por condiciones mecánicas está trabajando hasta los 160° y para el envío de datos a la tarjeta pololu se trabajó con un tiempo de 100ms para la ejecución, de ser un mayor tiempo se alcanzará el valor deseado, pero se tendrá un mayor retardo, en la ejecución de los movimientos.

Flexión – Extensión del Codo

Se realizó la medición de los grados de la flexión-extensión del codo, que se visualiza en la Figura 104. En la Tabla 19 se presenta los valores ejecutados y medidos de los grados que intervienen en el movimiento.



Figura 104. Pruebas de medición de los ángulos ejecutados vs ángulos medidos del codo

Tabla 19

Recopilación datos sobre los valores ejecutados y valores medidos de la flexión-extensión del codo

Valor ejecutado	Valor medido en subida	Valor medido en bajada
10	0	0
20	9	13
30	17	23
40	25	31
50	35	40
60	44	48
70	52	56
80	60	63
90	69	71
100	79	80
110	88	88
120	96	96

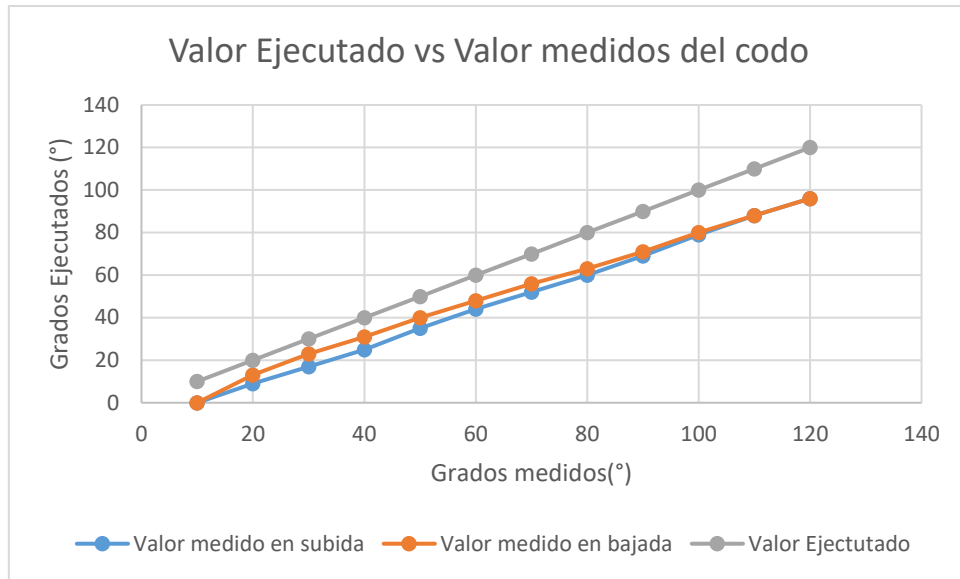


Figura 105 Valor ejecutado vs valores medidos del codo

En la Figura 105 se muestra que los desplazamientos de los valores medidos se alejan de los valores ejecutados debido a que se está trabajando con una fuente de 5V, por el envío de datos a la tarjeta pololu se trabajó con un tiempo de 100ms para la ejecución, de ser un mayor tiempo se alcanzará el valor deseado, pero se tendrá un mayor retardo, en la ejecución de los movimientos.

3.3.2 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL EXOESQUELETO CON CARGA

Se realizó la medición de los grados de los movimientos con activación del exosqueleto añadiendo diferentes cargas como se visualiza en la Figura 106. La Tabla 20 presenta los datos de las pruebas realizadas con una posición inicial de 90° en el hombro.

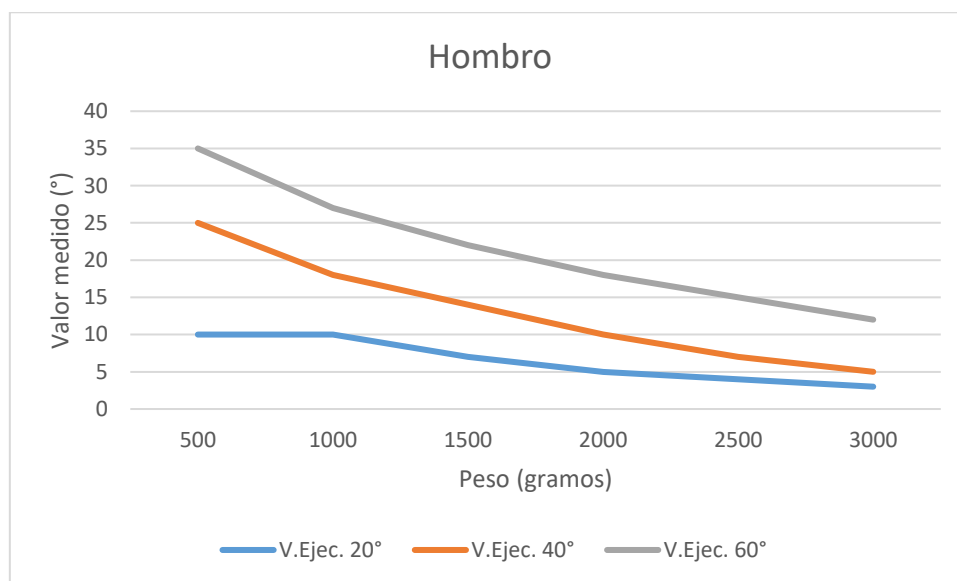
Flexión - Extensión del Hombro



Figura 106 Pruebas de medición con carga al hombro

Tabla 20**Valor Ejecutado con los pesos de la flexión-extensión hombro**

	Peso					
	500	1000	1500	2000	2500	3000
V. Ejec. 20°	10	10	7	5	4	3
V. Ejec. 40°	25	18	14	10	7	5
V. Ejec. 60°	35	27	22	18	15	12

**Figura 107 Valor medido vs Peso del hombro**

En la Figura 107 se muestra que a mayor peso no se logra obtener el rango de movimiento deseado, esto se produce por la alimentación con la que se trabajó es de 12V y el torque máximo del servo es 84Kg.cm.

Tabla 21**Peso vs corriente de la flexión-extensión hombro**

	Peso			
	1500	2000	2500	3000
V. Ejec. 20°	0.87	1.3	1.5	1.68
V. Ejec. 40°	0.85	1.22	1.68	1.7
V. Ejec. 60°	0.81	1.18	1.7	2

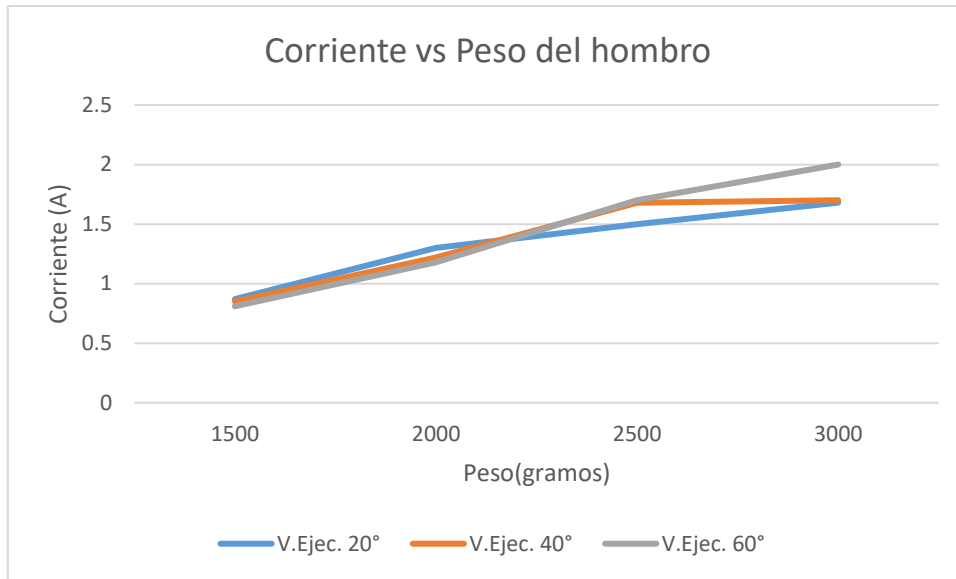


Figura 108 Corriente vs peso del hombro

En la Figura 108 se muestra que se va incrementando la corriente de consumo por el servomotor a mayor peso, esto significa que tiene un máximo de consumo de 2A, la cual se denota que a mayor peso influirá la duración de la batería.

Flexión - Extensión del Codo

Se realizó la medición de los grados con activación del exosqueleto añadiendo diferentes cargas como se visualiza en la Figura 109. En la Tabla 22 presenta los datos de las pruebas realizadas con una posición inicial de 0° en el codo.



Figura 109 Medición de cargas al codo

Tabla 22

Peso vs grados de la flexión-extensión codo

	Peso				
	200	350	500	750	1000
V. Ejec. 20°	18	15	10	8	7
V. Ejec. 40°	40	38	33	25	18
V. Ejec. 60°	60	57	55	50	45

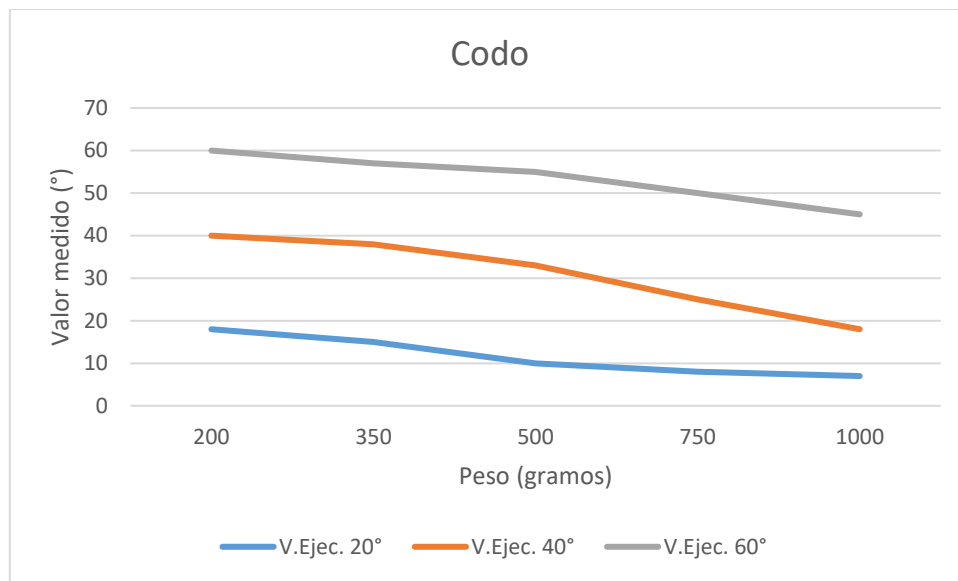


Figura 110 Valor medido vs peso del codo

En la Figura 110 se muestra que a mayor peso no se logra obtener el rango de movimiento deseado, esto se produce por la alimentación con la que se trabajó es de 5V y el torque máximo del servo es 20Kg.cm.

Tabla 23

Peso vs Corriente de la flexión-extensión del codo

	Peso en gramos				
	200	350	500	750	1000
V. Ejec. 20°	0.27	0.57	1.35	1.5	1.9
V. Ejec. 40°	0.28	0.54	1.2	1.85	2.2
V. Ejec. 60°	0.22	0.44	1.4	2	2.4

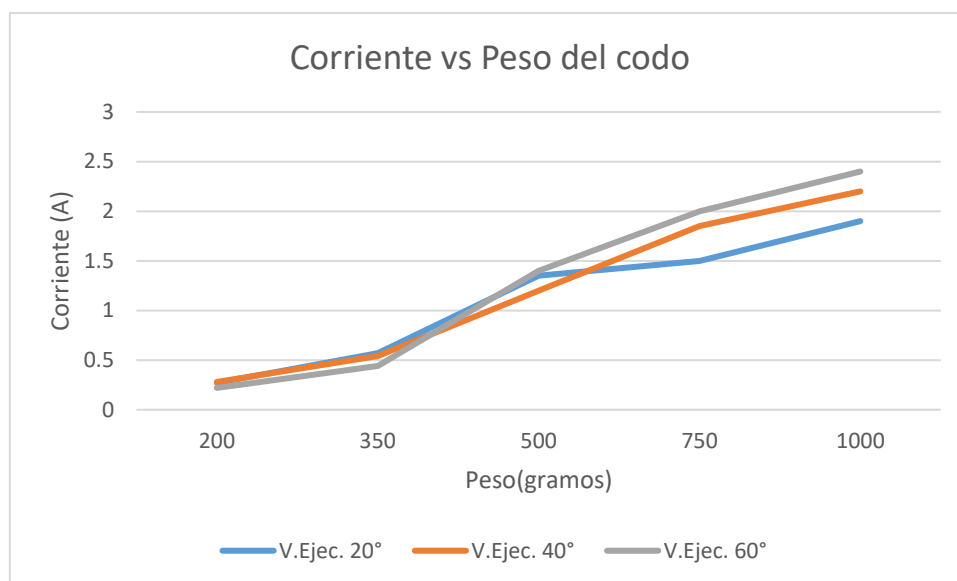


Figura 111 Corriente vs peso del codo

En la Figura 108 se muestra que se va incrementando la corriente de consumo por el servomotor a mayor peso, esto significa que tiene un máximo de consumo de 2.4A, la cual se denota que a mayor peso influirá la duración de la batería.

3.3.3 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO DEL EXOESQUELETO CON PACIENTES

Una vez que se tiene la certeza, que el exoesqueleto es seguro para las personas, se realiza las pruebas de flexión-extensión del hombro y del codo.

Se procedió hacer pruebas a diferentes personas, que tienen debilidad motora en su miembro superior y con la ayuda de fisioterapeutas se probará el exoesqueleto y así obtener su opinión sobre el desarrollo del proyecto.

En la Tabla 24 se presenta los resultados de la realización de las pruebas del exoesqueleto con los pacientes y fisioterapeutas.

Tabla 24

Realización de flexión-extensión del hombro y codo con un fisioterapeuta y con el exoesqueleto

	Fisioterapeuta			Exoesqueleto		
Tiempo (min)	10	20	30	10	20	30
Flexión	30	50	80	30	61	88
extensión del hombro						
Flexión	40	70	100	40	82	125
extensión del codo						
Flexión	30	60	80	35	68	90
extensión del hombro						
Flexión	40	80	100	43	88	130
extensión del codo						
Flexión	40	50	80	40	70	98
extensión del hombro						
Flexión	50	70	100	50	88	140
extensión del codo						

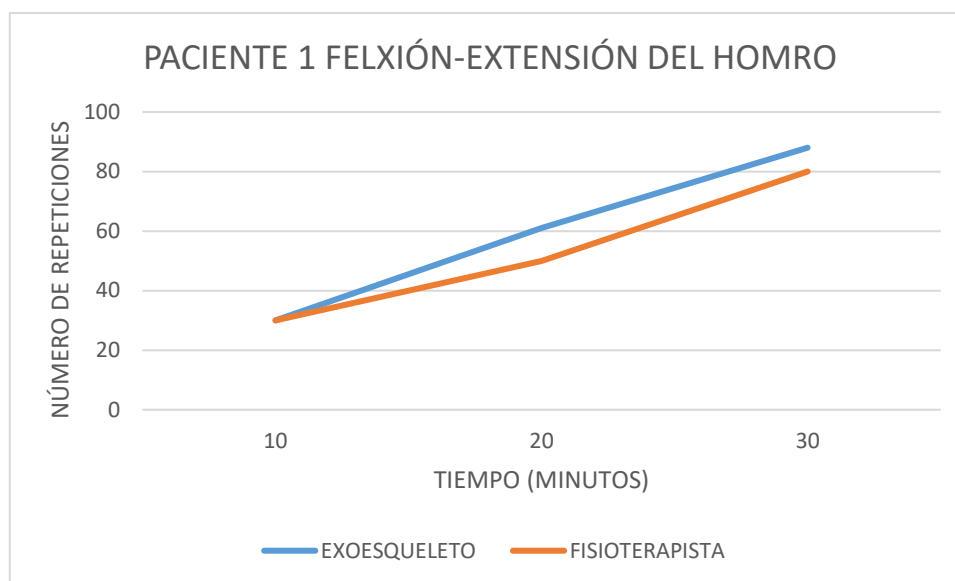


Figura 112 Paciente uno flexión-extensión del hombro

En la Figura 112 se muestra el comportamiento de flexión-extensión del hombro de la fisioterapeuta con el exoesqueleto, lo cual se puede observar que el número de repeticiones de la terapia disminuye a razón que va pasando el tiempo, debido a que la fisioterapeuta tiende a fatigarse por la jornada del trabajo.

En la Tabla 25 se muestran pruebas con el exoesqueleto y pacientes que han perdido la movilidad del miembro superior por diferentes patologías.

Tabla 25

Exoesqueleto y pacientes de diferentes patologías

Es un paciente cuadripléjico y con la ayuda de un fisioterapeuta se le colocó el exoesqueleto. La realización de las pruebas para este paciente no fue satisfactoria debido a que es un paciente espástico que hace resistencia al momento de ser estirado pasivamente es decir hace una contra fuerza involuntario debido a problemas neurológicos.



Es un paciente con derrame cerebral, lo cual ocasionó que tenga dificultad para hablar, debilidad muscular de un lado de su cuerpo (pérdida de la movilidad del miembro superior). En este caso no



CONTINÚA



fue satisfactorio realizar pruebas debido a que tiene una estatura de 175cm lo cual sobrepasa al rango estimado de la estatura considerada en el apartado 2.2.2 distancia del brazo y antebrazo.

Es una paciente con discapacidad física del 52% debido a un derrame cerebral, y también por su avanzada edad tiene dificultad a realizar los movimientos de su miembro superior. Se realizó pruebas, pero hubo un inconveniente al momento de sujetar el exoesqueleto a la silla de ruedas. Por lo tanto, las pruebas no fueron satisfactorias.



Es una paciente con fractura cúbito-radial, debido a una mala caída. Se realizó las pruebas con esta paciente, pero cabe decir que ya ha estado en su fase final de recuperación por lo que los resultados no fueron muy satisfactorios, ya que no cumplió con el tiempo de una terapia física debido a que la paciente se fatigo a los 10 minutos de haberse puesto exoesqueleto por lo que no cuenta con un arnés de compensación del peso.



3.3.4 TABULACIÓN DE RESULTADOS DE LAS ENCUESTAS

Se realizó una encuesta a las personas que usaron el exoesqueleto, con la finalidad de conocer el punto de vista acerca del proyecto desarrollado, como es el funcionamiento como también la comodidad al momento de usarlo, de igual manera saber sus sugerencias. En el ANEXO D se encuentran las encuestas realizadas.

En la Figura 113, se muestra que el exoesqueleto tiene gran acogida por parte de los encuestados, ya que ellos están dispuestos a usarlo. Por otra parte, también les resulta muy interesante el desarrollo de este tipo de proyectos que presten servicios terapéuticos.

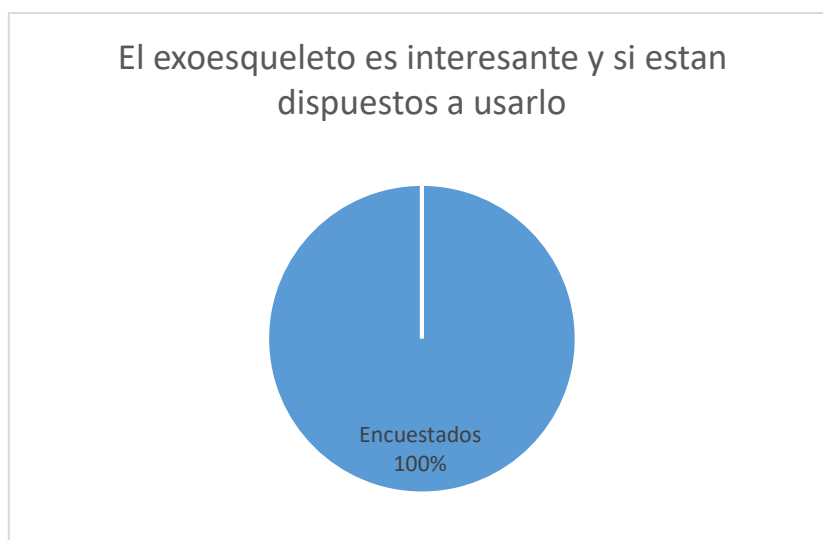


Figura 113 Encuestados dispuestos a usar y que les resulto interesante el desarrollo del exoesqueleto ajustable

En la Figura 114, se muestra los aspectos que más les atraen a los encuestados sobre el exoesqueleto ajustable, el resultado fue la facilidad de uso, esto significa que es amigable con el usuario ya que cuenta con el mando remoto en forma de guante que puede ser operado por el usuario mismo o por otra persona.

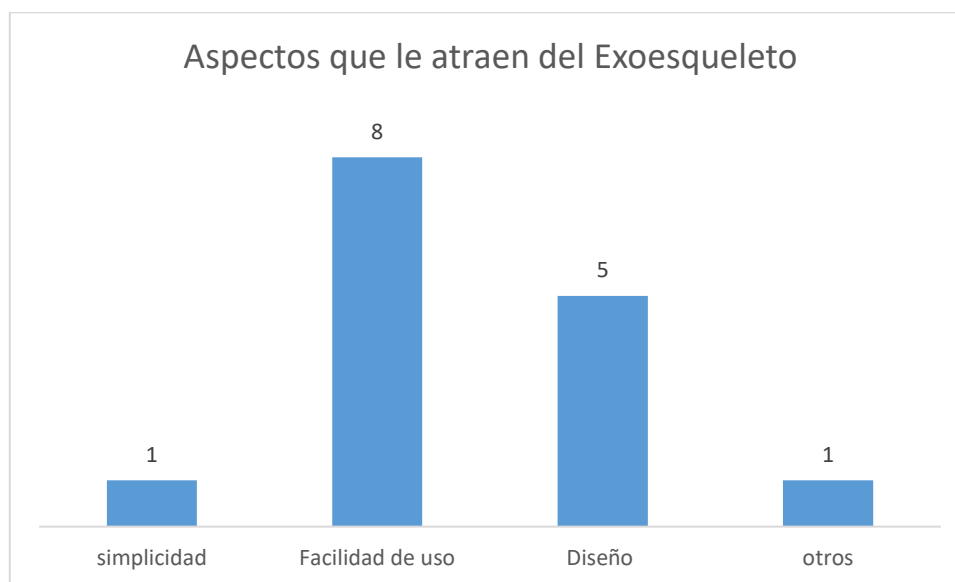


Figura 114 Aspectos que le atraen del exoesqueleto a los encuestados

En la Figura 115 se muestra que el 60% de los encuestados al momento de usar el exoesqueleto no es pesado, cabe destacar que el peso es de 2Kg aproximadamente. Sin embargo, se debe rediseñar la parte de la sujeción del arnés para compensar los pesos y así no provocar fatiga en el hombro del brazo que va el exoesqueleto.

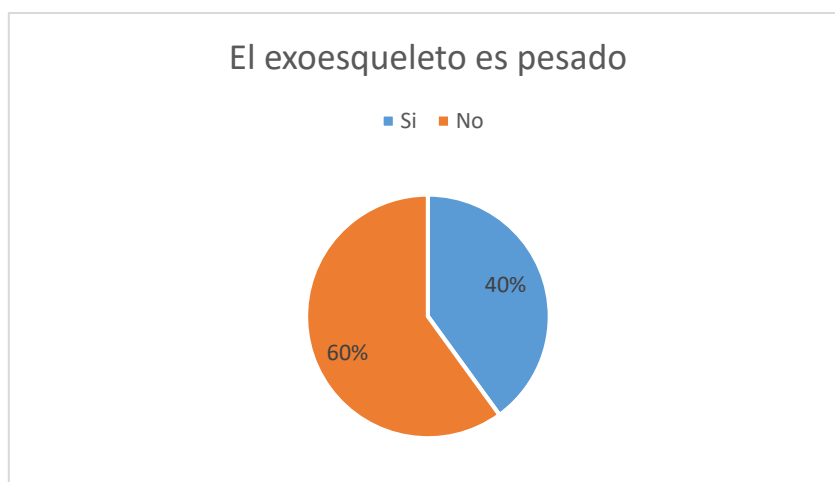


Figura 115 El peso del exoesqueleto

En la Figura 116 se muestra que el 80% de los encuestados tiene una buena satisfacción sobre el exoesqueleto.

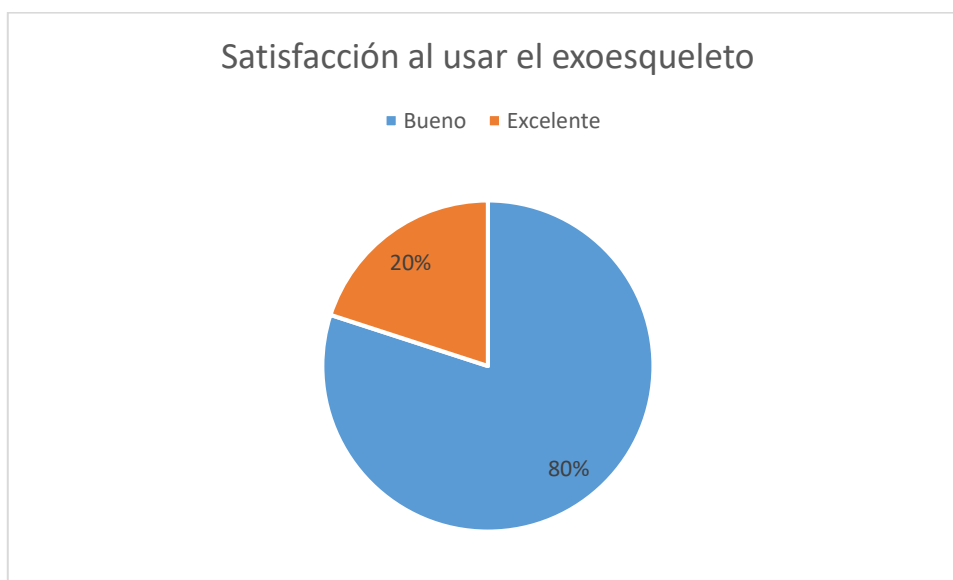


Figura 116 Satisfacción al usar el exoesqueleto

3.3.5 RESULTADOS OBTENIDOS

Al realizar las pruebas del exoesqueleto si carga, con carga y con pacientes que han perdido la movilidad de su miembro superior y conjuntamente con la ayuda de los fisioterapeutas se han obtenido los siguientes resultados:

- En las pruebas sin carga del exoesqueleto de la flexión y extensión tanto para brazo como antebrazo, se obtuvo que, el desplazamiento del valor medido se va alejando del valor ejecutado, lo cual no influye para realizar terapias físicas

ya que se necesita la repetitividad de la ejecución de los movimientos mas no la exactitud.

- En las pruebas con carga del exoesqueleto, se obtuvo que a mayor peso se produce mayor dificultad para alcanzar el valor del grado ejecutado, lo que denota que se tendrá una mayor potencia y por ende un mayor consumo de corriente, lo cual se tiene que el consumo del servomotor para el hombro es de 2A que será aceptable, que por especificaciones del fabricante su consumo llegará a ser de 6A, mientras que en el servomotor para el codo el consumo de corriente es de 2,4A, que se aproximaría al consumo de corriente especificado por el fabricante que es de 3A, por lo que al utilizarlo con el peso máximo especificado se tendrá un recalentamiento del mismo debido a que se tendría una mayor potencia para ejecutar el movimiento.
- Mediante las pruebas de funcionamiento del exoesqueleto con pacientes y fisioterapeutas se obtuvo que, con el aumento de tiempo de la terapia, los fisioterapeutas tienden a fatigarse y empiezan a disminuir el número de repeticiones de flexión-extensión del brazo como antebrazo, es decir esto demoraría la recuperación del paciente por lo que se debería ir aumentando las repeticiones de los movimientos en cada sesión de las terapias.
- Con las pruebas realizadas con pacientes con espasticidad, el exoesqueleto no cumple con el funcionamiento, debido a que sus músculos se encuentran tensos y rígidos, los cuales ejercen contrafuerza al momento de ejecutar al exoesqueleto por lo tanto la terapia física no dará resultado.
- Para las personas que sobre pasan los 58Kg existió presión en puntos de fijación del exoesqueleto ajustable, mientras que con las personas que sobrepasan el rango de la estatura (145-170) cm, no les quedó el exoesqueleto, esto quiere decir que el exoesqueleto cumplió con los parámetros establecidos de estatura y peso.
- Con la ayuda de los fisioterapeutas, el resultado que tiene este exoesqueleto ajustable, funciona para pacientes que necesitan completar o mejorar los rangos de movilidad, también para pacientes con flacidez que tengan grado 3 de fuerza muscular para mejorar la fuerza sin tener lesiones neurológicas.

- Mediante los resultados de encuestas, el exoesqueleto ajustable si tiene aceptación por parte de los pacientes, pese a que no se adaptó el exoesqueleto a cada uno de ellos. Además, se obtuvo que el exoesqueleto tiene una facilidad de uso por parte de los pacientes como para los fisioterapeutas.

3.3.6 VALIDACIÓN DE LA HIPÓTESIS

La hipótesis planteada es la siguiente:

¿La construcción de un exoesqueleto se ajustará a las personas que han perdido movilidad en sus miembros superiores?

- Variables Dependientes

Movilidad en el miembro superior

- Variables Independientes

Exoesqueleto ajustable

Validación de la hipótesis:

En las pruebas sin carga del exoesqueleto de la flexión y extensión tanto para brazo como antebrazo, se obtuvo que, el movimiento es aceptable debido que para realizar terapias físicas no interviene mucho la exactitud de los grados sino la repetitividad de la ejecución de los movimientos.

En las pruebas con carga del exoesqueleto se denota que el exoesqueleto alcanza a mover los 2,8Kg especificados para el proyecto denotando que tendrá mayor potencia y por ende un mayor consumo de corriente lo que influirá en la duración de la batería.

Mediante las pruebas con pacientes, el exoesqueleto sirve para completar o mejorar los rangos de movilidad y flacidez que tengan un grado 3 de fuerza muscular en las personas, también deben estar en el rango de estatura y de peso, todos estos pacientes no deben tener lesiones neurológicas de igual manera no deben poseer sillas de ruedas.

Con el uso de este exoesqueleto si ayudará al paciente a mejorar el rango de movilidad de la flexión-extensión del hombro y codo, como también brindará apoyo al fisioterapeuta en su trabajo.

3.3.7 ANÁLISIS DE COSTO Y BENEFICIO

Al terminar la etapa de construcción, ensamblaje y pruebas del proyecto, se realiza un análisis de costo y beneficio, teniendo en cuenta cada uno de los gastos generados. A continuación, en la Tabla 26 se detalla una lista de los materiales y dispositivos con su respectivo precio.

Tabla 26

Detalle de costos

Descripción	Cantidad	Precio Unitario	Precio Total
Arduino Mini Pro	2	9	18
Master Servo Controller	1	18	18
Módulo bluetooth hc05	2	7	14
Servomotor Brushless	1	100	100
Servomotor Hitec HS-1005SGT	1	400	400
Motor 10RPM	1	28	28
Impresión 3D			200
Fuente			50
Materiales electrónicos			30
Tornillos y rodamientos			20
Hombrrera			20
Esponja y tela			10
TOTAL			908

El costo de inversión del proyecto “Investigación para el diseño y construcción de un exoesqueleto ajustable para personas con amputación o movilidad reducida” fue de \$908 dólares.

Para analizar costo beneficio se comparó con un proyecto de un exoesqueleto de 6 grados de libertad (Molina & Sancho, 2015), causando malestar a los pacientes con su peso de 4Kg y su costo fue de \$2341.

El proyecto de (Mena & Veloz, 2013) que es un exoesqueleto mecánico anclado a una silla, lo cual realiza rehabilitación para la parte izquierda, solo para personas hemipléjicas de parte izquierda, su costo fue de \$728.

Mediante los proyectos analizados anteriormente, hace que este proyecto sea beneficioso, ya que su peso es de 2Kg aproximadamente y se puede transportar de un lugar a otro por lo que es portátil y ajustable, para personas que no excedan el peso de 58Kg y una estatura comprendida entre (145-170) cm además cumple la funcionalidad de mejorar el rango de movilidad en pacientes con flacidez que tengan grado 3 de fuerza muscular y ayudaría a los fisioterapeutas a que no sufran fatigas en la realización de terapias. Razón por la cual se puede investigar más sobre el exoesqueleto y fabricarlos de forma industrial.

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 CONCLUSIONES

- Se diseñó y se construyó un exoesqueleto ajustable con material ABS que tiene un peso de 2Kg, que se ajustará a personas que tengan una estatura entre (145-170) cm y no tengan un peso mayor a 58Kg, este exoesqueleto cuenta con servomotores que tienen un rango de movilidad que facilitó el control de los movimientos de flexión-extensión del hombro y del codo. Para el control se utilizó una tarjeta arduino Mini Pro conjuntamente con la tarjeta pololu que facilitó el control de servomotores.
- Para la activación del exoesqueleto se utilizó un mando remoto, el cual tiene conexión bluetooth para comunicarse con el controlador, que está acoplado a un guante y puede ser utilizado por un paciente, un fisioterapeuta u otra persona.
- En las pruebas con carga del exoesqueleto, se tiene que a mayor peso se produce mayor dificultad para alcanzar el valor del grado ejecutado, lo que denota que se tendrá una mayor potencia y por ende un mayor consumo de corriente, lo cual se tiene que el consumo del servomotor para el hombro es de 2A que será aceptable, que por especificaciones del fabricante su consumo llegará a ser de 6A, mientras que en el servomotor para el codo el consumo de corriente es de 2,4A, que se aproximaría al consumo de corriente especificado por el fabricante que es de 3A, por lo que al utilizarlo con el peso máximo especificado se tendrá un recalentamiento del mismo debido a que se tendría una mayor potencia para ejecutar el movimiento.
- Este proyecto desarrollado solo sirve para pacientes que necesitan completar o mejorar los rangos de movilidad y también para pacientes con flacidez que tengan grado 3 de fuerza muscular para mejorar la fuerza, también deben estar en el rango de estatura y peso, todos estos pacientes no deben tener lesiones neurológicas y espasticidad de igual manera no deben poseer sillas de ruedas.
- El exoesqueleto ajustable es cómodo y agradable para las personas, ya que cuenta con un peso aproximado de 2Kg facilitando su portabilidad, además el mando remoto hace que el exoesqueleto sea de fácil uso por los pacientes, así lo demuestran las encuestas.

4.2 RECOMENDACIONES

- Se recomienda cambiar el servomotor HS-1005SGT, que por las condiciones mecánicas solo realiza el movimiento de 0° a 160° , motivo por el cual este proyecto se requiere de 0° a 180° para la flexión-extensión del hombro. Y también, se recomienda cambiar el acople entre el servomotor del codo con el exoesqueleto, por lo que está hecho en plástico y cuando se ejecuta el movimiento de flexión-extensión del codo para cargas pesadas tiene mayor desgaste y el tiempo de vida útil del será menor.
- Se recomienda que al momento de utilizar el exoesqueleto para terapias de flexión-extensión del codo, no exceda de los 30 minutos debido a que existe recalentamiento por su uso prolongado.
- Se recomienda rediseñar el arnés de sujeción al hombro, que cuente con compensación de peso, así el peso del exoesqueleto se distribuirá en toda la parte del torso o de la espalda, o se pueda anclar a una silla.
- Se debe tomar en cuenta que existen diversos tipos de patología que generan la pérdida de movilidad del miembro superior, lo cual se recomienda elegir el tipo de patología para el desarrollo de un proyecto, motivo por el cual al momento de la realización de las pruebas con pacientes con problemas neurológicos se obtuvo que el exoesqueleto no realizó la flexión-extensión del hombro y del codo, debido a que los pacientes no tienen control de los músculos, que al ejecutar un movimiento generan una contra fuerza mayor a los actuadores.
- Se recomienda que para el desarrollo de proyectos que ayuden a la terapia física como parte de la rehabilitación para los pacientes, se debe trabajar conjuntamente con los fisioterapeutas para mejores resultados del proyecto.
- Es esencial estudiar biomecánica del miembro superior con la finalidad de conocer sus grados de libertad, y límites de movilidad es decir en la ergonomía, biomecánica y limitación médica del brazo.
- Se recomienda realizar proyectos de exoesqueletos, enfocados a los niños ya que por el momento no existen en el Ecuador.

- Antes de utilizar el exoesqueleto es necesario leer el manual de usuario para no tener complicaciones al momento de estar usando.
- La extremidad superior debe estar totalmente relajada, debido que al accionar el exoesqueleto no se generaría la retracción del músculo y por ende no se realizaría una contra fuerza que evite el movimiento

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICA

- Jiménez P., A. (14 de mayo de 2004). Análisis y optimización con interacción de Dummy, de la carrocería del automóvil "Tubolare SAND CAR" de Tecnoidea SA de CV, en impacto frontal empleando el método de elementos finitos en ALGOR FEA, mediante la simulación de eventos mecánicos. México, D. F. Recuperado el 05 de abril de 2017, de http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/Zlim/jimenez_p_a/
- Aguirre, I., & Balza, M. (1 de marzo de 2015). Diseño y construcción de un exoesqueleto de brazo con dos grados de libertad controlado. *Multiciencias*, 15(1), 96-105. Recuperado el 12 de abril de 2017, de <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=90441655011>
- ASPAR. (s.f.). ASPAR. Recuperado el 12 de febrero de 2017, de <http://www.siliconpc.com/asapar/manos.htm>
- Barrientos, A. (2007). *Fundamentos Robótica* (Segunda ed.). Madrid, España: McGraw-Hill.
- Bowdler, N. (07 de Marzo de 2014). *Exoesqueletos: se vienen los "superhumanos"*. Recuperado el 03 de abril de 2017, de BBC MUNDO: http://www.bbc.com/mundo/noticias/2014/03/140306_exoesqueletos_robots_rg
- Budynas, R. G., & Nisbett, K. J. (2008). *Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley* (Octava ed.). México, D. F.: McGraw-Hill/Interamericana.
- Cardona, A. (19 de Agosto de 2014). Introducción al Método de los Elementos Finitos. Argentina. Recuperado el 03 de abril de 2017, de http://www.cimec.org.ar/twiki/pub/Cimec/CursoFEM/cursofem_0.pdf
- Chávez, M., Rodríguez, F., & Baradica, A. (19 de Febrero de 2010). *Revista Ingeniería Biomécanica*. Recuperado el 26 de marzo de 2017, de <https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/5779668.pdf>
- Colin, J., & Alcázar, R. (15 de junio de 2016). *VII Congreso Nacional de Tecnología Aplicada a Ciencias de la Salud*. Recuperado el 08 de abril de 2017, de Estrés causado por cargar en la espalda un exoesqueleto de tronco superior: http://www-optica.inaoep.mx/tecnologia_salud/2016/documentos/memorias/MyT2016_028_E.pdf
- CONADIS. (s.f.). *Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades*. Recuperado el 20 de Febrero de 2017, de <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadistica/index.html>
- Copado, A. (24 de Octubre de 2013). *Todo cultura física y deporte*. Recuperado el 23 de abril de 2017, de <http://1culturafisica.blogspot.com/2013/10/elhombro-es-la-articulacion-proximal.html>

- Cyberdyne. (2013). Recuperado el 15 de abril de 2017, de <http://www.cyberdyne.jp/english/services/HALTherapy.html>
- Del Sol Rodríguez, J. (febrero de 2015). *Desarrollo de un brazo mecánico articulado electro-neumático*. Madrid. Recuperado el 05 de febrero de 2017, de <https://repositorio.uam.es/handle/10486/663771>
- Destarac, M. (07 de Septiembre de 2016). Recuperado el 22 de abril de 2017, de <https://marieandrestarac.wordpress.com/category/rehabilitacion/>
- Fernández, E., Ruiz, A., & Sánchez, G. (2010). Tratamiento de la extremidad superior en la hemiplegia desde Terapia Ocupacional. *TOG*, 7, 1-24. Recuperado el 15 de marzo de 2017, de <http://www.revistatog.com/num11/pdfs/original1.pdf>
- Fuentes, A., Sántigo, C., & Ramírez, R. (Febrero de 2008). *Universidad del Salvador*. Recuperado el 10 de abril de 2017, de <http://opac.fmoues.edu.sv/Zinfolib/tesis/50107098.pdf>
- Hocoma, A. (2014). *Manufacturer of Armeo®Power*. Recuperado el 03 de abril de 2017, de https://www.hocoma.com/fileadmin/user/Dokumente/Armeo/TECH_AP_11112_9_en.pdf
- INEC. (2015). *Instituto Nacional de Estadística y Censos*. Recuperado el 20 de Marzo de 2017, de http://www.ecuadorencifras.gob.ec/documentos/web-inec/Bibliotecas/Revista_Estadistica/Revista_de_Estadistica_y_Metodologias-Tomo-I.pdf
- Kumpel, H., & Scatton, A. (17 de Junio de 2016). *Entorno de realidad virtual controlado en tiempo real por señales motoras para la rehabilitación del miembro superior en pacientes con daño cerebral*. Recuperado el 24 de febrero de 2017, de <http://eprints.ucm.es/38700/1/Memoria%20TFG.pdf>
- Lugo, M. (13 de Abril de 2013). *Diseño robótico de un exoesqueleto pediátrico de miembro superior basado en criterios clínicos y antropomórficos para análisis de movimiento y rehabilitación*. Recuperado el 07 de marzo de 2017, de https://www.researchgate.net/publication/236671302_Disenio_robotico_de_un_exoesqueleto_pediatico_para_miembro_superior_basado_en_criterios_clinicos_y_antropomorficos_para_analisis_de_movimiento_y_rehabilitacion
- Martínez, J. (20 de junio de 2015). *Universidad Politécnica de Valencia*. Recuperado el 12 de abril de 2017, de *Diseño e Implementación de un brazo robot para discapacitados: pendiente*
- Massa, J., & Giudici, A. (2015). *Criterio de Falla para Tensiones Combinadas. Compendio de Cálculo Estructural II*. Córdoba, Argentina.
- Mena, N. P., & Veloz, P. C. (Enero de 2013). *Diseño y construcción de un exoesqueleto para rehabilitación de la extremidad superior derecha*. Quito, Pichincha, Ecuador: Universidad Politécnica Nacional.
- Mio, R. (diciembre de 2014). *Repositorio Digital de Tesis PUCP*. Recuperado el 04 de abril de 2017, de <http://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/123456789/6198>

- Molina, E., & González, J. (23 de septiembre de 2008). *Desarrollo de un sistema de control de un exoesqueleto para asistencia del movimiento del codo*. Recuperado el 15 de febrero de 2017, de <https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/4742636.pdf>
- Molina, M. A., & Sancho, J. J. (2015). Diseño y Construcción de un Exoesqueleto de 6 GDL para potenciar las capacidades en Personas que han perdido la movilidad parcial del miembro superior derecho. *Tesis de pregrado*. Latacunga: Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Recuperado el 05 de enero de 2017, de <http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/9937>
- Montenegro, M., Lugo, A., & Núñez, V. (14 de octubre de 2013). *XV COMROB 2013*. Recuperado el 12 de febrero de 2017, de Análisis y diseño de un prototipo virtual de tipo exoesqueleto para rehabilitación de codo.: https://www.researchgate.net/profile/Jose_Victor_Nunez_Nalda/publication/258519988_Analisis_y_diseno_de_un_prototipo_virtual_de_tipo_exoesqueleto_para_rehabilitacion_de_codo/links/00b49528936ae5a33c000000.pdf
- Mott, R. (2006). *Diseño de Elementos de Máquinas* (Cuarta ed.). Mexico D.F.: Pearson Educación.
- Norton, K., & Olds, T. (2004). *Anthropometrica: A Textbook of Body Measurement for Sports and Health Courses*. Recuperado el 10 de abril de 2017, de <https://books.google.com.au/books?hl=en&lr=&id=Bkk8FuB0P4IC&oi=fnd&pg=PR1&ots=u51vIcLlt-&sig=DzAMb5HueHdP2paFuHgLSBo4j3I#v=onepage&q&f=false>
- Ortiz B., A. (2014). Teoría de Falla por Carga Estática. *Diseño de Elementos Mecánicos*. Chile. Recuperado el 15 de Mayo de 2017, de <http://www.cec.uchile.cl/~aortizb>
- Palacios Herrera, C. D. (Julio de 2014). Diseño y Construcción de un Exoesqueleto para Rehabilitación de la Extremidad Superior Derecha. *Tesis de pregrado*. Quito: Universidad Tecnológica Equinoccial.
- Parada, D., & Vásquez, M. d. (Noviembre de 2013). Recuperado el 16 de febrero de 2017, de <http://ri.ues.edu.sv/7393/1/50108067.pdf>
- Pons, J. (2008). *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. Recuperado el 07 de enero de 2017, de https://books.google.com.ec/books?hl=es&lr=&id=ovCkTEKEmkkC&oi=fnd&pg=PR7&dq=J.+L.+Pons,+Wearable+Robots:+Biomechatronic+Exoskeleton&ots=NyidM_UPsx&sig=efI6s8QpLy8EWQPu0GGKiqqd9Dw#v=onepage&q=J.%20L.%20Pons%20Wearable%20Robots%3A%20Biomechatronic%20Exo
- Riba, C. (2002). *Diseño Concurrente*. Barcelona: EDICIONS UPC.
- Rocon, E., Manto, M., Pons, L., & Otros. (03 de septiembre de 2007). *Design and Validation of a Rehabilitation Robotic Exoskeleton for Tremor Assessment and Suppression*. Recuperado el 14 de enero de 2017, de IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: <http://digital.csic.es/bitstream/10261/24774/1/getPDF.pdf>

- Sergio - Bacterianutritiva. (s.f.). *Biomecánica para principiantes*. Recuperado el 02 de diciembre de 2016, de <http://www.bacterianutritiva.es/biomecanica-principiantes/>
- Soto, V., & Gutiérrez, M. (1996). Parámetros inerciales para el modelado biomecánico del. *Revista Motricidad*, 169-189.
- Ventura, J. (09 de diciembre de 2014). *Amputaciones miembros superiores*. Recuperado el 20 de julio de 2016, de Universidad Isabel: <https://universidadisabelimiembrosuperior.wordpress.com/2014/12/09/amputaciones-miembros-superiores/>
- Verona. (14 de Noviembre de 2006). *Departamento de Control, División de Ingeniería Eléctrica Facultad de Ingeniería UNAM*. Recuperado el 11 de marzo de 2017, de https://www.google.com.ec/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=5&ved=0ahUKEwiA3OiLvbzVAhVJOiYKHSUECskQFghDMAQ&url=http%3A%2F%2Fverona.fi-p.unam.mx%2F~lfridman%2Fclases%2Fcontrol%2FClase14.pt&usg=AFQjCNFQVP_i893Dw7P_M0Tgj4NitKAEHQ
- Veslin, E., Ghislain, J., Suell, M., & Lengerke, O. (2016). *Análisis Cinemático de un Exoesqueleto de Partes Superiores de 7 GDL*. Recuperado el 02 de marzo de 2017, de <http://revistas.unab.edu.co/index.php?journal=mecatronica&page=article&op=view&path%5B%5D=1230&path%5B%5D=1242>

ANEXOS



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

CERTIFICACIÓN

Se certifica que el presente trabajo fue desarrollado por la señorita **ALBA LORENA MENA MENA** y el señor **DAVID ALEXANDER VILLAMARIN ROBLES**

En la ciudad de Latacunga, a los 14 del mes de septiembre del 2017.

Aprobado por:

Ing. Fausto Acuña

DIRECTOR DE PROYECTO

Ing. Fausto Acuña

DIRECTOR (S) DE LA CARRERA

Dr. Rodrigo Vaca

SECRETARIO ACADÉMICO