



ESPE

**UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA**

DEPARTAMENTO DE LAS CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

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

**TEMA: DISEÑO BIOMECÁNICO E IMPLEMENTACIÓN DE UN
PROTOTIPO DE EXOESQUELETO ROBÓTICO DE LAS
EXTREMIDADES INFERIORES PARA AYUDAR A LA MOVILIDAD DE
PERSONAS CON PARAPLEJIA.**

**AUTORES: CAJILEMA VELASCO, MILTON PATRICIO
GUZMÁN PAILLACHO, CARMEN ALEXANDRA**

DIRECTOR: ING: CONSTANTE PÓRCEL, PATRICIA NATALY M.Sc.

LATACUNGA

2018



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, ***“DISEÑO BIOMECÁNICO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO ROBÓTICO DE LAS EXTREMIDADES INFERIORES PARA AYUDAR A LA MOVILIDAD DE PERSONAS CON PARAPLEJIA”*** realizado por los señores ***Cajilema Velasco, Milton Patricio y Guzmán Paillacho, Carmen Alexandra***, ha sido revisado en su totalidad y analizado por la herramienta de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Latacunga, 07 de Septiembre de 2018

Ing. Patricia Constante M.Sc.

DIRECTORA



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, *Cajilema Velasco, Milton Patricio* y *Guzmán Paillacho, Carmen Alexandra*, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: *Diseño biomecánico e implementación de un prototipo de exoesqueleto robótico de las extremidades inferiores para ayudar a la movilidad de personas con paraplejia* es de nuestra autoría, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Consecuentemente el contenido de la investigación es veraz.

Latacunga, 07 de Septiembre de 2018

Carmen Alexandra Guzmán Paillacho

C.C.: 1725515793

Milton Patricio Cajilema Velasco

C.C.: 0503787004



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Nosotros, *Cajilema Velasco, Milton Patricio* y *Guzmán Paillacho, Carmen Alexandra* autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en el Repositorio Institucional: el registro bibliográfico, el resumen y la dirección web indexada a la revista del artículo académico: “**DISEÑO BIOMECÁNICO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO ROBÓTICO DE LAS EXTREMIDADES INFERIORES PARA AYUDAR A LA MOVILIDAD DE PERSONAS CON PARAPLEJIA**” cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra autoría y responsabilidad.

Latacunga, 07 de Septiembre de 2018

Carmen Alexandra Guzmán Paillacho
C.C.: 1725515793

Milton Patricio Cajilema Velasco
C.C.: 0503787004

DEDICATORIA

Este proyecto está dedicado principalmente a mis padres Clara Paillacho y Marcelo Guzmán por estar siempre a mi lado en todos los momentos difíciles y de alegría, por brindarme su apoyo incondicional, mostrándome que nada es fácil pero tampoco es imposible para mí y que con mucho esfuerzo, dedicación y paciencia los sueños se cumplen. A mis hermanos Liliana y David los cuales han creído en mí y me han brindado su ayuda en todo momento, dándome ánimos para seguir adelante y no rendirme jamás.

Carmen Alexandra Guzmán Paillacho

Este trabajo está dedicado a la memoria de mi madre Rosa María Velasco, mi familia y a todas las personas que me apoyaron y ayudaron a culminar un objetivo más en la vida.

Milton Patricio Cajilema Velasco

AGRADECIMIENTO

Dios tu amor y tu bondad no tiene fin, guiaste mi camino haciendo que todas las pruebas que encontré en él, las superara satisfactoriamente aprendiendo de mis errores de los cuales aprende y me vuelvo una mejor persona de la cual mis padres se sienten orgullosos.

Carmen Alexandra Guzmán Paillacho

Agradezco a Dios por guiar mi camino y no dejar que de mi sedero predestinado yo me desvié. Aprendiendo de este todos los errores cometidos los cuales me dejaron todas las enseñanzas posibles.

Milton Patricio Cajilema Velasco

ÍNDICE DE CONTENIDO

CARÁTULA	i
CERTIFICACIÓN	ii
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	iii
AUTORIZACIÓN	iv
DEDICATORIA	v
AGRADECIMIENTO	vi
ÍNDICE DE CONTENIDO	vii
ÍNDICE DE TABLAS	xi
ÍNDICE DE FIGURAS	xii
ÍNDICE DE ECUACIONES	xiv
RESUMEN	xv
ABSTRACT	xvi
CAPÍTULO I	
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	
1.1. Planteamiento del problema	1
1.2. Antecedentes	2
1.3. Justificación e importancia del problema	2
1.4. Objetivos	3
1.4.1. Objetivos generales	3
1.4.2. Objetivos específicos	3
CAPITULO II	
FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA	
2.1. Introducción	4
2.2. Generalidades de exoesqueletos robóticos de extremidades inferiores	4
2.2.1. Exoesqueletos	4
2.2.2. Hal Exoskeleton	5
2.2.3. Exohiker	6
2.2.4. Exoclimber	7
2.2.5. Elegs	8
2.2.6. Rex Bionics	9

2.2.7.	ReWalk.....	10
2.3.	Biomecánica de las extremidades inferiores.	11
2.3.1.	Antropometría	11
2.3.2.	La marcha humana.....	12
2.3.3.	Características de la marcha humana	13
2.3.4.	Ciclos de la marcha humana	14
2.3.5.	Grados de libertad (GDL).....	15
2.3.6.	Rango de movimiento y velocidad de marcha	16
2.4.	Herramientas informáticas de modelado y simulación.....	17
2.4.1.	Autodesk Inventor	17
2.4.2.	Matlab	17
2.4.3.	Biomecánica de los Cuerpos (BoB).....	17
2.4.4.	Simi Aktisys	18
2.4.5.	OpenSim.....	19
2.5.	Modelo matemático aplicado a exoesqueletos robóticos.	20
2.5.1.	Modelo Dinámico.....	20
2.6.	Métodos utilizados para el control de exoesqueletos robóticos.	22
2.6.1.	Control PD con compensación de la gravedad.....	22
2.6.2.	Control de lógica difusa.....	23
2.6.3.	Control Proporcional Integral Generalizado GPI.....	25
2.6.4.	Control con señales mioeléctricas.....	25
2.7.	Componentes eléctricos y electrónicos para exoesqueletos robóticos.	26
2.7.1.	Actuadores.....	26
2.7.2.	Hidráulicos	26
2.7.3.	Neumáticos.....	27
2.7.4.	Eléctricos	27
2.7.5.	Sensores.....	28
2.7.6.	Baterías.....	28
2.7.7.	Estructura mecánica.....	29
2.7.8.	Niveles de lesión medular.....	29

CAPÍTULO III

DISEÑO Y SELECCIÓN DE COMPONENTES

3.1.	Diagrama de bloques general del sistema.	31
3.1.1.	Orden de mando	32
3.1.2.	Control	32
3.1.3.	Metodología de diseño a utilizar en el proyecto.....	32
3.1.4.	Antropometría de cuerpo humano	33
3.1.5.	Modelado matemático del miembro inferior.....	35
3.2.	Parámetros de diseño mecánico.....	38
3.2.1.	Especificaciones técnicas.....	38
3.2.2.	Selección de materiales.....	40
3.2.3.	Fases principales del ciclo de marcha desde la perspectiva del plano sagital.	44
3.3.	Diseño y modelado de piezas.	46
3.3.1.	Modelado y simulación de esfuerzos de la estructura	47
3.4.	Selección de componentes eléctricos y electrónicos.	55
3.4.1.	Selección de los actuadores y baterías	55
3.4.2.	Selección de controlador.....	58
3.5.	Diseño electrónico	60
3.5.1.	Etapas de poder	60
3.5.2.	Etapas de control.....	61
3.5.3.	Etapas de entrada de datos	62
3.5.4.	Etapas de visualización de datos	62
3.5.5.	Etapas de lectura de sensores y accionamiento de motores	63
3.5.6.	Etapas de comunicación	64

CAPÍTULO IV

MONTAJE DEL EXOESQUELETO

4.1.	Construcción del prototipo a escala 1:3.....	65
4.2.	Construcción y ensamblaje del prototipo a escala real.....	67
4.3.	Acoplamiento de los actuadores eléctricos con el sistema mecánico.....	68
4.4.	Implementación el sistema de control.	69
4.4.1.	Recepción de la función de mando.	73
4.4.2.	Entrada de datos y lectura de sensores.....	74
4.4.3.	Programa principal del sistema de control	75

CAPÍTULO V

PRUEBAS Y RESULTADOS

5.1. Desarrollo de la prueba experimental del exoesqueleto a escala 1:3 sin carga.	77
5.2. Datos de las pruebas experimentales del exoesqueleto a escala 1:3 sin carga.	79
5.3. Datos experimentales del exoesqueleto a escala real sin carga	80
5.4. Datos experimentales del exoesqueleto a escala real con carga	81
5.5. Simulación de movimiento del exoesqueleto mediante el software Adams. .	83
5.6. Simulación virtual de la marcha humana en OpenSim.	83
5.7. Análisis de resultados	85
5.8. Validación de la hipótesis.....	88
5.8.1. Método Chi-cuadrado	88
5.9. Análisis técnico económico.	89
5.10. Trabajos a futuro.....	91
CONCLUSIONES.....	92
RECOMENDACIONES	94
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	95
ANEXOS.....	100

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1	<i>Parámetros antropométricos.....</i>	12
Tabla 2	<i>Grados de libertad de las extremidades inferiores</i>	16
Tabla 3	<i>Velocidad de marcha de personas sanas</i>	17
Tabla 4	<i>Características de los tipos de actuadores</i>	27
Tabla 5	<i>Niveles de lesión medular</i>	29
Tabla 6	<i>Movimiento de la pierna en el plano sagital en la fase de apoyo.....</i>	34
Tabla 7	<i>Movimiento de la pierna en el plano sagital en la fase de balanceo</i>	34
Tabla 8	<i>Dimensiones para el diseño del exoesqueleto.....</i>	40
Tabla 9	<i>Propiedad del acero ASTM A36.....</i>	44
Tabla 10	<i>Torque calculado en las articulaciones de la extremidad inferior.....</i>	46
Tabla 11	<i>Comparación de exoesqueletos para miembros inferiores</i>	47
Tabla 12	<i>Resultados obtenidos por simulación del soporte de la cadera.....</i>	49
Tabla 13	<i>Resultados obtenidos por simulación del soporte lateral de la cadera</i>	50
Tabla 14	<i>Resultados obtenidos por simulación del soporte muslo femoral.....</i>	51
Tabla 15	<i>Resultados obtenidos por simulación del soporte del fémur.....</i>	52
Tabla 16	<i>Resultados obtenidos por simulación del soporte tibial</i>	53
Tabla 17	<i>Resultados obtenidos por simulación del volante</i>	54
Tabla 18	<i>Comparación entre actuadores lineales</i>	56
Tabla 19	<i>Comparación entre baterías.....</i>	57
Tabla 20	<i>Comparación entre Arduino mega vs Raspberry y BeagleBone.....</i>	59
Tabla 21	<i>Asignación de pines del Arduino mega</i>	61
Tabla 22	<i>Funciones de membresía de la variable de entrada error</i>	70
Tabla 23	<i>Funciones de membresía de la variable de salida potencia</i>	71
Tabla 24	<i>Tabla de inferencia difusa.....</i>	72
Tabla 25	<i>Cálculo de frecuencia deseada del ciclo de marcha.....</i>	88
Tabla 26	<i>Chi cuadrado: tabla de contingencia.....</i>	89
Tabla 27	<i>Costo de materiales eléctricos y electrónicos</i>	90
Tabla 28	<i>Costo de material impreso para el prototipo a escala 3D.....</i>	90

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Exoesqueleto HAL.....	6
Figura 2. Exoesqueleto ExoHiker	6
Figura 3. ExoClimber.....	7
Figura 4. Exoesqueleto eLEGS	8
Figura 5. Exoesqueleto REX Bionics.....	9
Figura 6. Exoesqueleto REWALK.....	11
Figura 7. Dimensiones de la zancada.....	13
Figura 8. Fases y periodos del ciclo de marcha	14
Figura 9. Principales ejes de referencias donde se desarrollan los movimientos.....	16
Figura 10. Captura de movimiento versátil y análisis músculo-esquelético	18
Figura 11. Software Simi Aktisys ejecutando la evaluación de la marchas.....	19
Figura 12. Modelos de estructuras músculo-esqueléticas del cuerpo humano	20
Figura 13. Diagrama de los ángulos del exoesqueleto	21
Figura 14. Lazo de control difuso	24
Figura 15. Función de parametrización.....	24
Figura 16. Señales mioeléctricas generadas al contraer los músculos	26
Figura 17 Sensores mecánicos, ultrasónicos, inductivos y capacitivos.	28
Figura 18. Representación mediante eslabones de la extremidad inferior	31
Figura 19. Representación mediante eslabones de la extremidad inferior.....	35
Figura 20. Componentes para el exoesqueleto de miembros inferiores.....	39
Figura 21. Análisis del pasador.....	41
Figura 22. Diagrama de selección de materiales Ashby	43
Figura 23. Análisis de la marcha normal en la fase	44
Figura 24. Análisis de la marcha normal	45
Figura 25. Análisis de la marcha normal	45
Figura 26. Análisis de la marcha normal	46
Figura 27. Ensamblaje exoesqueleto de extremidades inferiores	48
Figura 28. Análisis de esfuerzos del soporte la cadera	49
Figura 29. Análisis de esfuerzos del soporte lateral de la cadera.....	50
Figura 30. Análisis de esfuerzo del soporte muslo femoral	51
Figura 31. Análisis de esfuerzo del soporte del fémur.....	52
Figura 32. Análisis de esfuerzo del soporte tibial	53
Figura 33. Análisis de esfuerzo del volante	54
Figura 34. Actuador lineal 12V DC	55
Figura 35. Baterías LiPo	57
Figura 36. Placa Arduino Mega 2560	58
Figura 37. Placa RaspBerry PI(modelo)	58
Figura 38. Placa BeagleBone	59

Figura 39. Fuente de poder del sistema electrónico.....	60
Figura 40. Asignación de pines de la tarjeta Arduino mega	61
Figura 41. Circuito eléctrico para ingreso de datos.....	62
Figura 42. Circuito electrónico para manejo de una LCD de 16x2	63
Figura 43. Circuito eléctrico para el accionamiento de los motores	63
Figura 44. Circuito eléctrico para la lectura de sensores	63
Figura 45. Pines de conexión de los módulos Bluetooth	64
Figura 46. Diagrama de flujo para la impresión 3D.....	65
Figura 47. Configuración de los parámetros de impresión 3D	66
Figura 48. Acoplamiento de los actuadores eléctricos.....	66
Figura 49. Ensamblaje del soporte de la cadera.....	67
Figura 50. Ensamblaje del conjunto soporte femoral.....	67
Figura 51 Prototipo de exoesqueleto.....	68
Figura 52 Ensamble de la tarjeta controladora.....	68
Figura 53 Exoesqueleto escala real	69
Figura 54. Ubicación de los ejes y ángulos	70
Figura 55. Funciones de membresía.....	71
Figura 56. Código para implementar reglas difusas.....	72
Figura 57. Curva de comportamiento entre la entrada y la salida.....	72
Figura 58. Diagrama de flujo para la recepción de la función de mando	73
Figura 59. Diagrama de flujo para la lectura de los sensores.....	74
Figura 60. Código de lectura de sensores.....	75
Figura 61. Velocidad de transmisión de datos de forma serial	75
Figura 62. Código para la posición inicial de los actuadores.....	75
Figura 63. Bucle de velocidad de cadencia de marcha humana.....	76
Figura 64. Diagrama de bloques de la aplicación	78
Figura 65. Visualización de la aplicación	78
Figura 66. Curva del ángulo obtenido experimentalmente de la pierna.....	80
Figura 67. Curvas de la pierna derecha	80
Figura 68. Curvas de la pierna izquierda.....	81
Figura 69. Usuario con paraplejia con el exoesqueleto.....	81
Figura 70. Curvas de la pierna derecha exoesqueleto con carga.....	82
Figura 71. Curvas de la pierna izquierda exoesqueleto con carga	82
Figura 72. Simulación del prototipo de en Adams.....	83
Figura 73. Trayectoria de las articulaciones del ciclo de la marcha	84
Figura 74. Curva del ángulo de la cadera lado izquierdo en el ciclo de marcha:.....	85
Figura 75. Curva del ángulo de la cadera lado derecho en el ciclo de marcha:	86
Figura 76. Graficas de la rodilla derecha	87
Figura 77. Graficas de la rodilla izquierda.....	87

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ec. 1	20
Ec. 2	21
Ec. 3	22
Ec. 4	22
Ec. 5	22
Ec. 6	22
Ec. 7	22
Ec. 8	22
Ec. 9	25
Ec. 10	36
Ec. 11	36
Ec. 12	36
Ec. 13	36
Ec. 14	37
Ec. 15	37
Ec. 16	37
Ec. 17	37
Ec. 18	38
Ec. 19	42
Ec. 20	42
Ec. 21	42
Ec. 22	42
Ec. 23	43
Ec. 24	88

RESUMEN

Este trabajo de titulación presenta el desarrollo de un prototipo de un exoesqueleto robótico para las extremidades inferiores el cual realiza el ciclo de marcha normal humana el mismo que se compone de un diseño biomecánico con una estructura mecánica ajustable a las dimensiones del usuario basada en datos obtenidos bibliográficamente sobre la antropometría humana, se desarrolla un modelo matemático para obtener los valores mínimos de los torques necesarios para mover cada articulación de la pierna y seleccionar los actuadores más adecuados para ejecutar el movimiento de las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo respectivamente. Mediante un software especializado se ha modelado, simulado y seleccionado los materiales adecuados para la construcción de cada una de las partes que conforman al mismo en función de las especificaciones técnicas previamente establecidas, utilizando un sistema de control de lógica difusa o Fuzzy Logic se ha programado el respectivo algoritmo de control para el ciclo de marcha humana dentro de un micro controlador el cual se encarga de ejecutar todas las funciones ordenadas por el usuario a través de una aplicación para Android previamente programada e instalada en un dispositivo móvil el cual tiene por objetivo servir como interfaz entre el usuario y la máquina. Para la validar este prototipo se ha realizado por dos métodos: el primero al fabricar un prototipo a escala 1:3 mediante la aplicación de una técnica de prototipo rápido denominada impresión 3D a la cual se realizó todas las pruebas necesarias de movimiento las articulaciones y depuración del algoritmo de control y la segunda construir un prototipo a escala real y realizar pruebas experimentales en el mismo verificando su correcto funcionamiento y el cumplimiento del objetivo principal para el cual fue implementado.

PALABRAS CLAVE:

- **EXOESQUELETO**
- **ROBÓTICA - PROTOTIPO**
- **ANTROPOMETRÍA HUMANA**
- **BIOMECÁNICA DE LA PIERNA**

ABSTRACT

This titration work presents the development of a prototype of a robotic exoskeleton for the lower extremities which performs the normal human walking cycle which is composed of a biomechanical design with a mechanical structure adjustable to the dimensions of the user based on data obtained bibliographically on human anthropometry, a mathematical model is developed to obtain the minimum values of the torques necessary to move each leg joint and select the most suitable actuators to execute the movement of the hip, knee and ankle joints respectively. Through specialized software, the appropriate materials for the construction of each of the parts that conform to the previously established technical specifications have been modeled, simulated and selected using a fuzzy logic control system or Fuzzy Logic has been programmed the respective control algorithm for the human gait cycle within a micro controller which is responsible for executing all the functions ordered by the user through an Android application previously programmed and installed on a mobile device which aims to serve as an interface between the user and the machine. To validate this prototype has been made by two methods: the first to make a prototype at 1:3 scale by applying a rapid prototype technique called 3D printing to which all the necessary tests of movement joints and debugging was performed of the control algorithm and the second build a prototype at real scale and perform experimental tests on it verifying its correct operation and compliance with the main objective for which it was implemented.

KEYWORDS:

- **EXOSKELETON**
- **ROBOTIC - PROTOTYPE**
- **HHUMAN ANTHROPOMETRY**
- **BIOMECHANIC OF THE LEG**

CAPÍTULO I

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1. Planteamiento del problema

El ser humano se encuentra diariamente expuesto a sufrir lesiones en las diferentes articulaciones del cuerpo siendo las extremidades inferiores las más afectadas debido al desgaste natural del cuerpo humano, accidentes, lesiones por actividades deportivas, violencia entre otros que puede causar diferentes tipos de discapacidades o atrofas.

Además de que en el Ecuador según datos oficiales del Registro Nacional de Discapacidades del Ministerio de Salud Pública existen 207497 personas con algún tipo de discapacidad física, que representa el 46.23% del total de personas con discapacidad siendo el mayor padecimiento de estas personas lo referente a limitaciones de poder caminar o moverse (CONADIS, 2018).

Para disminuir estas restricciones se utilizan sillas de ruedas mecánicas y electrónicas, andaderas, muletas o bastones, que a pesar de ser funcionales tienen inconvenientes como la facilidad de movilidad y mantenimiento añadiendo que las personas en silla de ruedas dependen continuamente de terceras personas. El desarrollo de exoesqueletos robóticos presentan limitaciones en su estructura y control debido a que es desarrollada para usuarios específicos y que se alineen a ciertas características, por lo que es necesario establecer el par de esfuerzos necesarios para cada articulación, evitando así el desgaste entre piezas debido a la fricción de cada una de ellas (Molina & Sancho, 2015).

Al ser la anatomía humana muy compleja surge la necesidad de realizar una investigación biomecánica humana para diseñar mecanismos ligeros, robustos y adaptables para implementar un prototipo de exoesqueleto para las extremidades inferiores de bajo costo que sea completamente funcional y se adapte a la anatomía del cuerpo humano.

1.2. Antecedentes

Devolver la movilidad a un paciente o incrementar la fuerza del mismo, es una necesidad que se ha estudiado desde 1960, en los últimos años, los diseños mecánicos y algoritmos de control de robots de exoesqueletos se desarrollaron de manera significativa obteniendo aplicaciones médicas e industriales (Gopura & Kiguchi, 2009).

Según (Grosso & Tibaduiza, 2011) la marcha bípeda es una característica distintiva del ser humano que le brinda autonomía física para realizar gran parte de sus actividades cotidianas; sin embargo, dicha autonomía es afectada a diario por enfermedades, vejez, lesiones o accidentes, que generan una disminución del valor funcional de la persona dentro de la sociedad y un decremento de su autoestima.

En la última década ha habido un incremento importante de las aplicaciones de la Robótica en exoesqueletos para la rehabilitación de pacientes afectados por parálisis cerebral u otras enfermedades (Veneman, Kruidhof, Hekman, & Asseldonk, 2007)

1.3. Justificación e importancia del problema

En nuestra sociedad existe un interés en la integración de personas con discapacidad con el fin de obtener una adaptación social, profesional y personal (SENPLADES, 2014). La tecnología constituye en la actualidad una de las vías más importantes para lograr dicha integración. Sin embargo en nuestro país existe poco desarrollo e investigación en lo que se refiere a diseñar e implementar prototipos de exoesqueletos para las extremidades inferiores y los que existen tienen limitaciones mecánicas o tecnológicas.

En el presente proyecto de investigación se considera un punto importante para el diseño e implementación de un prototipo de exoesqueleto para las extremidades inferiores el cual es incluir los efectos del cuerpo del paciente con parámetros antropométricos y biomecánicos con lo cual se suprime las limitaciones mecánicas de los exoesqueletos existentes y se integra más la tecnología en el mismo todo esto para garantizar el correcto ciclo de marcha del exoesqueleto.

Por lo tanto resulta importante realizar una investigación sobre la biomecánica humana y los exoesqueletos para el diseño e implementación de un prototipo de exoesqueleto para las extremidades inferiores biomecánicamente compatible con el cuerpo humano que ayuden al movimiento correcto y seguro de personas con paraplejia sin obstruir u oponer resistencia al mismo.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivos generales

Diseñar biomecánicamente e implementar un prototipo de exoesqueleto robótico de las extremidades inferiores para ayudar a la movilidad de personas con paraplejia.

1.4.2. Objetivos específicos

- Investigar la biomecánica del cuerpo humano para determinar los grados de libertad y el rango de movimiento de las extremidades inferiores.
- Obtener un modelo matemático de la cinemática de movimiento de las extremidades inferiores para garantizar la correcta locomoción del exoesqueleto.
- Diseñar, modelar y simular mediante un software CAD la estructura del exoesqueleto de las extremidades inferiores.
- Seleccionar los componentes más adecuados para la implementación del prototipo de exoesqueleto de extremidades inferiores.
- Implementar el prototipo de exoesqueleto de extremidades inferiores en base al diseño biomecánico desarrollado.
- Investigar la robustez de los métodos de control para exoesqueletos de extremidades inferiores e implementar el método de control más adecuado para el mismo.

CAPITULO II

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

2.1. Introducción

La marcha humana involucra complejos mecanismos que interactúan en el cuerpo humano y con el medio ambiente, debido a las condiciones dinámicas variables que se presentan en la vida diaria. Dicha complejidad particularmente se manifiesta, cuando se intenta describir las características de control y coordinación motora que ejerce el sistema nervioso sobre las extremidades inferiores del cuerpo humano durante la locomoción, tanto en condiciones normales, como neuropatológicas.

Las tecnologías en rehabilitación para personas con discapacidad en locomoción se vienen desarrollando a través de varios años en instituciones y universidades del mundo. Actualmente se dispone de diferentes dispositivos que brindan autonomía a personas con dificultades en la marcha, entre los cuales se tiene al exoesqueleto para miembros inferiores. Se define como exoesqueleto a una estructura mecánica (componentes mecánicos, eléctricos y electrónicos) de cierta rigidez que es montada sobre el cuerpo para restaurar, rehabilitar o potenciar la función motora humana.

2.2. Generalidades de exoesqueletos robóticos de extremidades inferiores

2.2.1. Exoesqueletos

Un exoesqueleto es un mecanismo estructural externo cuyas articulaciones corresponden a las del cuerpo humano. Es llevado por el humano y el contacto físico entre el operador y el exoesqueleto permite la transferencia directa de energía mecánica y señales de información (Rosen, 2001).

Kiguchi en el año 2004 manifiesta que se han desarrollado exoesqueletos robóticos para ayudar al movimiento de personas físicamente débiles, tales como ancianos, discapacitados y heridos. Estos tipos de sistemas robóticos pueden utilizarse para ayudar a las personas físicamente débiles en la actividad diaria y la rehabilitación. Es importante que el exoesqueleto robótico, especialmente para uso médico o de bienestar, se mueva de acuerdo con la intención del usuario.

Las señales electromiográficas de la superficie de la piel (EMG) es una de las señales biológicas más importantes en las que la intención del movimiento humano se refleja directamente por lo que se utiliza a menudo como una señal de comando de control para un sistema de robot (Kiguchi, 2004).

CYBERDYNE proporciona información acerca del principio de movimiento de un exoesqueleto.

- El cerebro piensa y transmite las señales a los músculos necesarios para el movimiento a través de los nervios.
- En el cuerpo sano las señales son enviadas a cada músculo que es capaz de recibir señales destinadas desde el cerebro a la misma y moverse tan fuerte y rápido como se esperaba.
- El exoesqueleto es capaz de leer dichas señales sólo por la fijación de los detectores desarrollados originalmente en la superficie sobre la piel del usuario. Mediante la consolidación de información diversa, también debe reconocer qué tipo de movimientos que el usuario tiene la intención.
- El exoesqueleto de acuerdo con los movimientos reconocidos, controla sus unidades de energía. Esta función ayuda a los movimientos del usuario cuando él o ella tienen la intención, y ejercer un poder más grande que él o ella normalmente ejerce.
- El cerebro confirma cómo el cuerpo se mueve sobre el tipo de señales enviadas. Por este medio, el cerebro se vuelve capaz de aprender la manera de emitir señales necesarias para caminar gradualmente.

2.2.2. Hal Exoskeleton

HAL “hybrid assistive limb” (extremidad híbrida de asistencia) es el primer robot tipo cyborg del mundo se muestra en la Figura 1. El uso de HAL conduce a una fusión de "hombre", "máquina" e "información". HAL también se considera como el sistema que acelera el aprendizaje motor de los nervios cerebrales. La aplicación de HAL a diversos campos, tales como la asistencia movimiento en el campo del bienestar, la asistencia para el trabajo pesado en fábricas y asistencia para actividades de rescate en zonas de desastre. (CYBERDYNE, 2018)



Figura 1. Exoesqueleto HAL
Fuente: (CYBERDYNE, 2018)

De acuerdo a CYBERDYNE las características del exoesqueleto son las siguientes:

- Peso: cuerpo total: 32 kg.
- Voltaje de la batería: 100V
- Tiempo de operación continuo: aproximadamente 2 horas y 40 minutos
- Movimientos: actividades diarias, levantarse de una silla, subir y bajar escaleras, levantar y sostener objetos pesados.
- Ambientes de trabajo: Interiores y exteriores

2.2.3. Exohiker

El exoesqueleto que se muestra en la Figura 2 fue diseñado para transportar cargas pesadas durante las misiones largas. (Berkeley, 2018)



Figura 2. Exoesqueleto ExoHiker
Fuente: (Berkeley, 2018)

De acuerdo a Berkeley las características del exoesqueleto son las siguientes:

- Peso: 31 lb unidad incluyendo la energía, baterías y ordenador de a bordo
- Carga útil: 150 lb mientras el usuario no siente ninguna carga
- Ruido: prácticamente imperceptibles
- Duración de batería por misión: sin panel solar montado: 42 millas para una libra de batería (polímero de litio) a la velocidad media de 2,5 mph. Con un pequeño panel solar, su tiempo de misión será ilimitado.
- Interfaz: pequeña pantalla LCD portátil
- Fácil de transportar debido a sus piernas retráctiles, rápida salida de emergencia del exoesqueleto de la mochila, y la conducción de vehículos sin restricciones mientras esté usando el exoesqueleto.

2.2.4. Exoclimber

ExoClimber se observa en la Figura 3, fue diseñado para permitir una rápida subida de escaleras y pendientes pronunciadas mientras que proporciona la misma capacidad de transporte de carga a largo plazo de ExoHiker. (Berkeley, 2014)



Figura 3. ExoClimber
Fuente: (Berkeley, 2014)

De acuerdo a Berkeley las características del exoesqueleto son las siguientes:

- Peso: 50 lb incluyendo unidad de potencia y ordenador de a bordo.

- Carga útil: el usuario no siente ninguna carga vertical, con un peso de hasta 150 lb.
- Ruido: tan silencioso como una impresora de oficina.
- Misión Rango: duración de batería de al menos 600 pies de ascenso mientras que lleva 150 libras de carga útil.
- Otras fuentes de energía opcionales incluyen una pequeña pila de combustible.
- Interfaz: pequeña pantalla LCD portátil.
- Fácil de transportar debido a sus patas retráctiles, rápida salida de emergencia del exoesqueleto de la mochila, y la conducción de vehículos sin restricciones mientras esté usando el exoesqueleto.

2.2.5. Elegs

El sistema de exoesqueleto que se muestra en la Figura 4 permite a las personas con paraplejia y aquellas con trastornos de la movilidad, ponerse de pie y caminar con poco esfuerzo físico, fue diseñado y construido en Berkeley Bionics por estudiantes graduados y pasantes, cuenta con una interfaz que es un paquete de software y hardware que utiliza el movimiento natural del ser humano para traducir de manera segura la intención del usuario en la acción exoesqueleto necesario. (Berkeley R. , 2018)



Figura 4. Exoesqueleto eLEGS

Fuente: (Berkeley R. , 2018)

Tim Swift (PhD) desarrolló el algoritmo de control para eLEGS implementado en el micro ordenador del exoesqueleto. Su investigación se centra en el uso de la información sensorial de

eLEGS para determinar la forma de ejecutar una acción específica como sentarse, caminar o girar. (Berkeley R. , 2018)

De acuerdo a Berkeley las características del exoesqueleto son las siguientes:

- Peso del exoesqueleto: 45 libras (20kg).
- Velocidad máxima: 2MPH (3.2 KPH)
- Duración de la batería: Más de 6 horas.
- Movimientos: Caminar en línea recta, pararse después de estar sentado, pararse por un periodo largo, y sentarse después de estar parado.
- Muletas: Necesarias para el exoesqueleto eLEGS.
- Quien lo Puede Usar: Aquellos que puedan moverse solos de una silla de ruedas a una silla y tengan una estatura entre 5'2" – 6'4" y pesen 220 lb. o menos.

2.2.6. Rex Bionics

El exoesqueleto REX que se muestra en la Figura 5 tiene es un dispositivo robótico de manos libres para la rehabilitación diseñada para las personas con problemas de movilidad, incluidos aquellos con discapacidades más severas, REX ofrece opciones de rehabilitación y mejora la movilidad para una amplia gama de personas. (REXBIONICS, 2018)



Figura 5. Exoesqueleto REX Bionics
Fuente: (REXBIONICS, 2018)

De acuerdo a (REXBIONICS, 2018) la tecnología que usa su exoesqueleto es la siguiente:

- Su movimiento es generado por 10 actuadores lineales diseñados a medida que proporcionan la energía para mover REX y un usuario de hasta 100 kg.
- La pelvis fibra de carbono personalizada proporciona la resistencia y rigidez necesaria para soportar el usuario mientras que se minimiza el peso del sistema.
- Está diseñado para trabajar con usuarios de diferentes alturas. La longitud de las piernas dispositivo se puede ajustar fácilmente permitiendo la alineación precisa y exacta a las articulaciones del usuario. El ajuste puede realizarse rápida y fácilmente entre las diferentes sesiones de pacientes en una clínica.
- El arnés y correas abdominales ayudan a apoyar el usuario y los mantienen en posición vertical. También son totalmente ajustable para proporcionar la máxima comodidad para el usuario.
- El exoesqueleto REX es alimentado por baterías recargables e intercambiables. La batería de polímero de litio REX (29.6V, 16.5Ah) lleva una carga suficiente para aproximadamente sesenta minutos de uso normal. Dos baterías se proporcionan asegurar el uso continuo.
- Correas de doble atado, sostienen las piernas con firmeza, pero sin crear puntos de presión. El relleno de espuma extraíble permite un fácil mantenimiento y cumplimiento de los regímenes de control de infecciones.

2.2.7. ReWalk

ReWalk es un exoesqueleto portátil que proporciona movimiento impulsando la cadera y la rodilla para permitir que las personas con lesión en la médula espinal se mantengan erguidas, caminen, giren y suban o bajen escaleras, controla el movimiento mediante cambios sutiles en su centro de gravedad. Una inclinación hacia delante de la parte superior del cuerpo es detectada por el sistema, lo que inicia el primer paso como se muestra en la Figura 6 la cual es repite es desplazamiento del cuerpo generando una secuencia de pasos que imita un andar natural funcional de las piernas. (REWALK, 2018).

ReWalk es el primer exoesqueleto que recibe la aprobación de la FDA para su uso personal y de rehabilitación en los Estados Unidos y está diseñado para caminar durante todo el día. (REWALK, 2018)



Figura 6. Exoesqueleto REWALK
Fuente: (REWALK, 2018)

De acuerdo a ReWalk las características del exoesqueleto son las siguientes:

- Peso del exoesqueleto: El Exoesqueleto ReWalk pesa 40 libras (18 kg)
- Velocidad máxima: El Exoesqueleto ReWalk puede viajar aproximadamente a 2mph/3kph.
- Duración de la Batería: hasta 8 horas/día, uso continuo. Se recarga de noche.
- Movimientos: Caminar, pararse, sentarse, subir gradas, subir/bajar pendientes.
- Muletas: necesarias al usar el Exoesqueleto ReWalk.
- Quien lo puede usar: El Exoesqueleto ReWalk es apropiado para los adultos sin movilidad en la parte baja del cuerpo, quienes pueden usar sus manos, brazos y hombros, así como también la capacidad de pararse.

2.3. Biomecánica de las extremidades inferiores.

2.3.1. Antropometría

La antropometría es una ciencia que estudia las mediciones físicas del cuerpo humano para determinar las diferencias en individuos y grupos. Se requiere una amplia variedad de medidas

físicas para describir y diferenciar las características de raza, sexo, edad y tipo de cuerpo como se muestra en el anexo A. (Winter, 2009).

La Cinemática del miembro inferior empieza cuando se encuentra en movimiento, el centro de masa de todo el cuerpo está en constante cambio en el tiempo. Por lo que es necesario conocer la trayectoria del centro de masa de cada segmento para luego analizar las cargas que se generan durante la marcha.

Investigadores como Miller y Plagenhoef han determinado medidas directamente a partir cadáveres las cuales se presentan en la Tabla 1 que son las características principales para las extremidades inferiores referidas en el Anexo C, esto es para poder hacer análisis cinemáticos y cinéticos donde se requieren datos de distribución de masas, centros de masa, momentos de inercia y similares.

Tabla 1

Parámetros antropométricos

Segmento	Masa del segmento/Masa total del cuerpo humano	Centro de masa/ Longitud del segmento		Radio de giro/Longitud del segmento			Densidad
		Proximal	Distal	COG	Proximal	Distal	
Pie	0,0145	0,50	0,50	0,475	0,690	0,690P	1,10
Pantorrilla	0,0465	0,433	0,567	0,302	0,528	0,643M	1,09
Muslo	0,100	0,433	0,567	0,323	0,540	0,653M	1,05
HAT	0,678	0,626	0,374	0,496	0,798	0,621	-

Fuente: (Winter, 2009)

2.3.2. La marcha humana

Es el movimiento más característico del ser humano, que ha sido definido como una sucesión de pasos o un movimiento por sucesión alternativa del apoyo de cada pie. (Pericé, 2000).

“La marcha humana es un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano en posición erguida, se desplazó hacia delante o atrás siendo su peso soportado alternativamente por ambas

piernas; cuando menos un pie está en contacto con el suelo mientras el otro se balancea hacia delante como preparación al siguiente apoyo" (Huang, 2001) por lo cual (BOHORQUEZ, 2006) piensa que es un movimiento periódico.

2.3.3. Características de la marcha humana

(Vaughan, Davis, & O'Connor, 1999) Manifiesta las siguientes características del ciclo de marcha humana:

- Ciclo de marcha es el intervalo comprendido entre dos choques de talón sucesivo de un mismo pie con el suelo. Un solo ciclo consta, pues de dos pasos. Se mide en segundos.
- Periodo de marcha es la parte de un ciclo en que el pie contacta con el suelo. Se mide en segundos.
- El periodo de oscilación parte de un ciclo en que el pie no contacta con el suelo. Se mide en segundos.
- El doble apoyo parte de un ciclo en que ambos pies contactan simultáneamente con el suelo. Se mide en segundos.
- El apoyo unilateral un solo pie está en contacto con el suelo. Se mide en segundos.
- Velocidad de marcha es la distancia que recorre el cuerpo hacia adelante en la unidad de tiempo. Se mide en metros por segundo.
- Cadencia de marcha es el número de ciclos o pasos por unidad de tiempo. Se mide en ciclos o pasos por minuto o pasos por segundo.

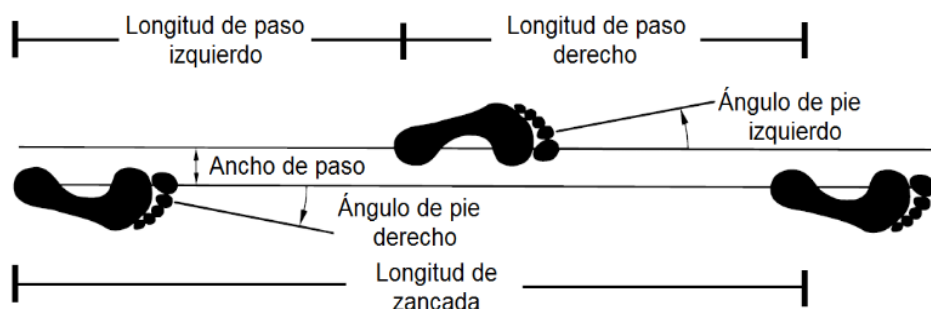


Figura 7. Dimensiones de la zancada
Fuente: (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1999)

- Longitud de zancada es la distancia entre ambos pies cuando contactan con el suelo como se muestra en la Figura 7 esta se mide en centímetros.
- Longitud de ciclo es la distancia entre dos choques consecutivos de talón de un mismo pie. Se mide en metros.
- El choque de talón es el momento en que el talón contacta con el suelo. Marca el principio y el final del ciclo.
- El despeje del dedo gordo es el momento en que el dedo gordo deja de contactar con el suelo. Marca el final del periodo de apoyo y el principio del periodo de oscilación.
- Ángulo de paso, se refiere a la orientación del pie durante el apoyo. El eje longitudinal de cada pie forma un ángulo con la línea de progresión, normalmente, está entre los 5° y 8°.

2.3.4. Ciclos de la marcha humana

Para el estudio y descripción de la marcha se divide ésta en fases. En cada ciclo cada una de las extremidades inferiores pasa por una fase de apoyo y otra de oscilación. (Pericé, 2000)

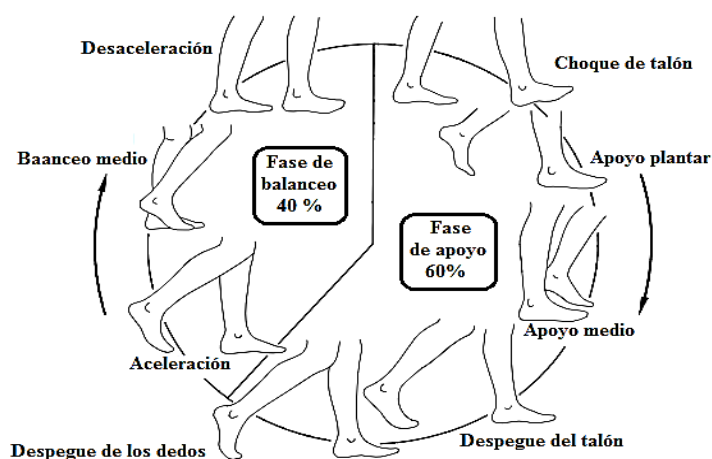


Figura 8. Fases y periodos del ciclo de marcha

Fuente: (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1999)

De acuerdo a (Pericé, 2000) las fases del ciclo de marcha se muestra en la Figura 8 y explican a continuación:

- La primera fase corresponde al primer doble apoyo anterior o frenado, y va desde el 0 al 12% del ciclo, en que el pie contrario al lado estudiado despegue del suelo.

- La segunda fase va desde el 12% del ciclo hasta el 50% del ciclo, en que el pie del lado contrario contacta con el suelo y corresponde al primer apoyo unilateral. Durante esta fase, en el 34% del ciclo, el talón del pie estudiado empieza a despejar del suelo.
- La tercera fase va desde el 50% del ciclo hasta el 62% del ciclo, en que el pie estudiado despeja del suelo. Corresponde al segundo apoyo unilateral en que el pie del lado contrario del pie estudiado soporta todo el peso del cuerpo.

Durante la marcha normal se puede distinguir los siguientes tiempos de acuerdo con (Pericé, 2000):

- En el primer doble apoyo los dos pies contactan con el suelo. Uno se encuentra en choque de talón mientras que el otro se apoya por la cabeza del primer metatarsiano y el pulpejo del dedo gordo y está próximo al despegue.
- En el primer apoyo unilateral el pie que en el tiempo anterior sólo se apoyaba por el dedo gordo ha despegado y se encuentra en fase de oscilación o balanceo. El peso del cuerpo recae sobre la otra extremidad.
- El segundo doble apoyo es simétrico al primer doble apoyo, pero en este caso, el pie que antes iba a iniciar el despegue ahora se encuentra realizando el apoyo de talón y viceversa.
- En el segundo apoyo unilateral es simétrico al primer apoyo unilateral, pero con los pies cambiados; el que antes estaba en período de oscilación ahora se encuentra en período de apoyo y el que antes se hallaba apoyado ahora está en fase oscilante.

Los factores críticos biomecánicos a considerar en el diseño de un exoesqueleto según (Cenciarini & Dollar, 2011) son los siguientes: grados de libertad (GDL), rangos de movimiento (RM), torque requerido en las uniones, velocidad rotacional en las uniones y velocidad angular.

2.3.5. Grados de libertad (GDL)

Determinan el número de actuadores para que el exoesqueleto realice el ciclo de marcha del ser humano y las variables a controlar. Para una clara descripción de los movimientos, los expertos se basan en los planos de referencia y en los ejes para cada unión articular, en la Tabla 2 se muestra los grados de libertad para cada articulación del miembro inferior en el plano sagital.

Tabla 2
Grados de libertad de las extremidades inferiores

Articulación	GDL	Características	Movimiento
Cadera	3	Movimiento de rotación	Flexión/extensión Aducción/abducción Rotación interna y externa
Rodilla	2	Movimiento de rotación	Flexión/extensión Rotación interna y externa
Tobillo	1	Rotación en el plano sagital como una bisagra de un GDL	Flexión/extensión

Las articulaciones representan conexiones que existen entre los diversos miembros que componen el cuerpo humano son representadas en la Figura 9. Aunque el movimiento de los segmentos depende de la actividad del músculo, el tipo de movimiento o grado de libertad de éste, está determinado por la articulación o naturaleza de la unión o conexión entre los huesos y la forma de las superficies articulares.

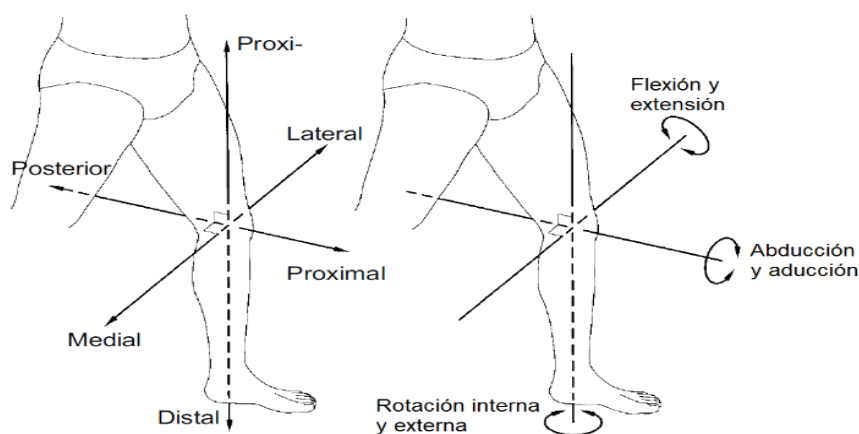


Figura 9. Principales ejes de referencias donde se desarrollan los movimientos

Fuente: (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1999)

2.3.6. Rango de movimiento y velocidad de marcha

En los exoesqueletos diseñados para caminar los rangos de movimiento son siempre mayores que los que están en fase de estancia, por lo tanto deben ser grandes para evitar cualquier restricción del miembro inferior durante la fase de locomoción. La velocidad de la marcha humana se muestra en la Tabla 3 de acuerdo a la información obtenida por varios autores. (Lugo & Ponce, 2014)

Tabla 3*Velocidad de marcha de personas sanas*

Autor	Cadencia (pasos/min)	Frecuencia (s/paso)	Velocidad (m/s)	Longitud de zancada (m)
Murray(1964, 1970)	117	0.51	1.415	1.45
Chao(1983)	105	0.57	1.15	1.32
Kadaba(1990)	113.5	0.52	1.305	1.355
Perry(1992)	114	0.52	1.355	1.37

Fuente: (Lugo & Ponce, 2014)

2.4. Herramientas informáticas de modelado y simulación.

2.4.1. Autodesk Inventor

Es un software CAD 3D para diseño mecánico, modelado y simulación que incluye opciones de modelado con formas libres, directo y paramétrico, herramientas de automatización del diseño y herramientas de visualización y simulación avanzadas en donde Los usuarios comienzan diseñando piezas que se pueden combinar en ensamblajes. Corrigiendo piezas y ensamblajes pueden obtenerse diversas variantes. (Autodesk, 2018)

2.4.2. Matlab

Abreviado de “MATriz LABoratory”, es un programa interactivo para computación numérica y visualización de datos. Es ampliamente usado por Ingenieros de Control en el análisis y diseño. Matlab es un lenguaje de alto rendimiento para cálculos técnicos, es al mismo tiempo un entorno y un lenguaje de programación. Uno de sus puntos fuertes es que permite construir nuestras propias herramientas reutilizables. Se puede crear fácilmente nuestras propias funciones y programas especiales (conocidos como M-archivos) en código Matlab, se pueden agrupar en Toolbox (también llamadas librerías). (Casado, 2014)

2.4.3. Biomecánica de los Cuerpos (BoB)

Es el sistema músculo-esquelético humano dentro de Matlab / Simulink. Consta de 36 segmentos esqueléticos y 666 unidades de músculo locomotor. En el modo de dinámica inversa,

BoB puede calcular pares de articulación, distribución de carga muscular y fuerzas de contacto articular como se muestra en la Figura 10. En el modo dinámico directo, BoB puede calcular el movimiento debido a la activación del músculo ya las fuerzas externas. BoB también tiene extensas capacidades de post-procesamiento y gráficos.

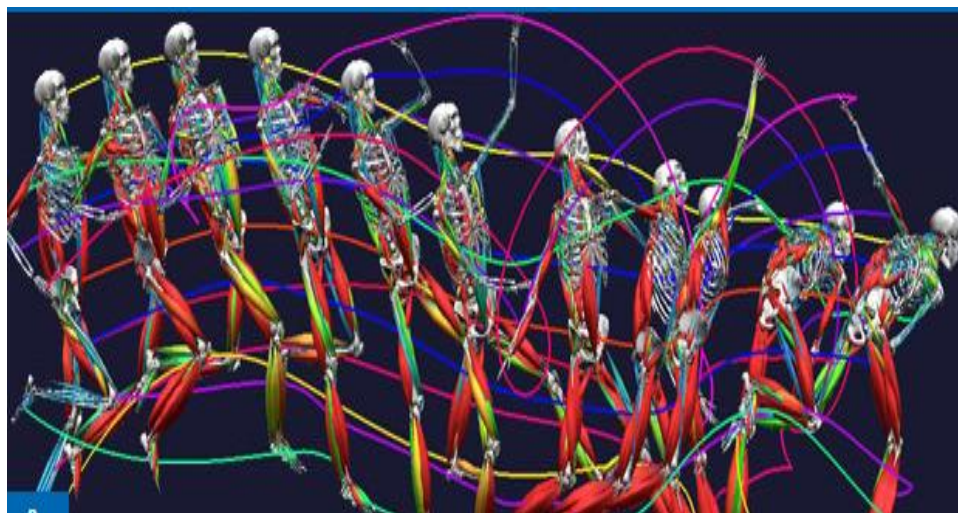


Figura 10. Captura de movimiento versátil y análisis músculo-esquelético
Fuente: (MathWorks, 2014)

2.4.4. Simi Aktisys

Simi Aktisys es la manera más rápida y sencilla de realizar análisis de movimiento dinámico. El software utiliza marcadores LED de color para calcular las mediciones de los videos o directamente desde la transmisión en vivo.

Es utilizado en análisis de marcha, análisis de la columna, análisis en ciclistas y muchas más aplicaciones. Para el análisis de la marcha en el plano sagital se utilizan cinco marcadores. Estos están unidos a la parte delantera de pie, debajo de la articulación del tobillo, a la articulación de la rodilla, en el trocánter mayor y en el hombro. El protocolo mide de forma automática los ángulos de la articulación del tobillo (dorsiflexión / flexión plantar), rodilla (extensión / flexión), cadera (extensión / flexión) y la inclinación de la parte superior del cuerpo. Todas las medidas aparecerán en tiempo real en la imagen en vivo. Los datos pueden ser inmediatamente examinados con el paciente. Las amplitudes de los ángulos de las articulaciones, la longitud del paso, la fase de apoyo

e impulsión, así como todas las fases con fotos y valores de referencia se muestran automáticamente en la memoria sin intervención del usuario.

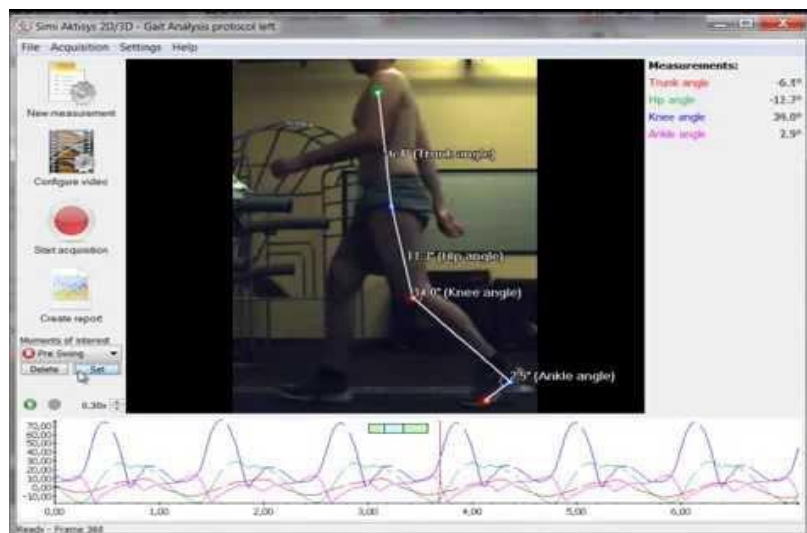


Figura 11. Software Simi Aktisys ejecutando la evaluación de la marcha
Fuente: (SIMI, 2017)

Para cada fase de la imagen de video, se muestran los ángulos correspondientes con valores de referencia, así como el gráfico de los datos de referencia con los datos normales para el 100% del ciclo de la marcha como se muestra en la Figura 11. Con este protocolo, un análisis clínico de la marcha se puede realizar muy rápido y fácilmente en solo unos minutos. Lo más importante es que el paciente reciba la información terapéutica inmediata para mejorar el proceso. (SIMI, 2017)

2.4.5. OpenSim

Es un Software de libre acceso desarrollado por la Universidad de Stanford que permite a los usuarios desarrollar modelos músculo-esqueléticos y simulaciones dinámicas de individuos con marcha patológica y para explorar los efectos biomecánicos de los tratamientos. OpenSim que permite a los usuarios desarrollar modelos del músculo esqueléticos y simulaciones dinámicas de movimiento de libertad. (Delp, Anderson, & Arnold, 2007)

Este software proporciona una plataforma en la que la comunidad de biomecánica puede crear una biblioteca de simulaciones que se pueden intercambiar, probar, analizar y mejorar a través de la colaboración multi-institucional. El software subyacente está escrito en ANSI C ++, y la interfaz

gráfica de usuario (GUI) está escrito en Java como se observa en la Figura 12. Los modelos y los archivos que se cargan están escritos en HTML.

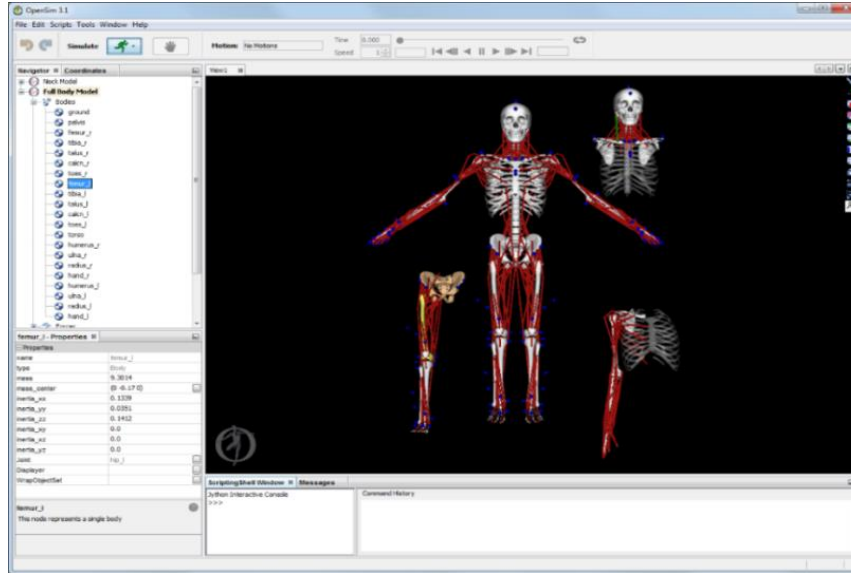


Figura 12. Modelos de estructuras músculo-esqueléticas del cuerpo humano

Fuente: (Delp, Anderson, & Arnold, 2007)

2.5. Modelo matemático aplicado a exoesqueletos robóticos.

Existen varios puntos de vista sobre la estrategia de control motriz humano que utiliza el sistema nervioso central para el control de movimiento de las extremidades. (López, Torres, Salazar, & Lozano, 2014)

2.5.1. Modelo Dinámico

Un modelo dinámico de los miembros inferiores mostrado en la Figura 13 estudiado frecuentemente por (Farina, Jensen, & Akay, 2013) se encuentra reducido en la ecuación 1 y las expresiones de las matrices A, B, C, D, E y T se muestran en las ecuaciones 2 a al 7 respectivamente.

$$\begin{bmatrix} \ddot{\varphi}_T \\ \ddot{\varphi}_S \\ \ddot{\varphi}_F \end{bmatrix} = A^{-1}(\varphi) \left(B(\varphi) \begin{bmatrix} \dot{\varphi}_T^2 \\ \dot{\varphi}_S^2 \\ \dot{\varphi}_F^2 \end{bmatrix} + C(\varphi) + D(\varphi) \begin{bmatrix} F_X \\ F_Y \end{bmatrix} + E(\varphi) \begin{bmatrix} \alpha HX \\ \alpha HY \end{bmatrix} + T \begin{bmatrix} M_H \\ M_K \\ M_A \end{bmatrix} \right) \quad \text{Ec. 1}$$

Donde:

- φ_P ángulo absoluto de la pelvis
- φ_T ángulo absoluto del muslo
- φ_S ángulo absoluto de la pierna
- φ_F ángulo absoluto del pie
- φ_H ángulo de la articulación de la cadera
- φ_K ángulo de la articulación de la rodilla
- φ_A ángulo de la articulación del tobillo
- F_X fuerza de reacción horizontal
- F_Y fuerza de reacción vertical
- α_{HX} aceleración horizontal de la cadera
- α_{HY} aceleración vertical de la cadera
- COP centro de presión a lo largo de la suela del pie
- T matriz de rotación

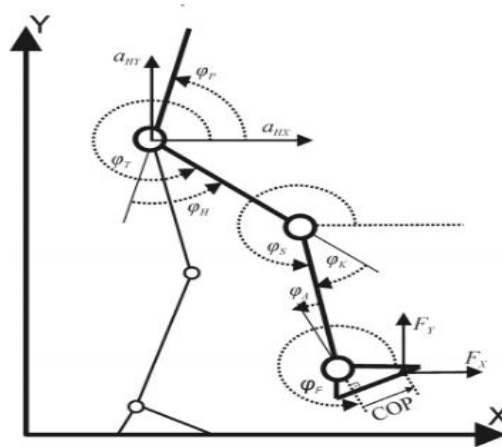


Figura 13. Diagrama de los ángulos del exoesqueleto

Fuente: (Stanisic & Riano, 2014)

$$A(\varphi) = \begin{bmatrix} J_{CT} + m_F L_T^2 + m_S L_T^2 + m_T L_T^2 & (m_F L_S L_T + m_S d_S L_T) \cos(\varphi_T - \varphi_S) & m_F d_F L_T \cos(\varphi_T - \varphi_F) \\ (m_F L_S L_T + m_S d_S L_T) \cos(\varphi_T - \varphi_S) & J_{CS} + m_F L_T^2 + m_S d_T^2 & m_F d_F L_S \cos(\varphi_S - \varphi_F) \\ m_F d_F L_T \cos(\varphi_T - \varphi_F) & m_F d_F L_S \cos(\varphi_S - \varphi_F) & J_{CT} + m_F d_T^2 \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 2}$$

$$\mathbf{B}(\varphi) =$$

$$\begin{bmatrix} 0 & -(m_F L_S L_T + m_S d_S L_T) \sin(\varphi_S - \varphi_F) & -m_F d_F L_S \sin(\varphi_T - \varphi_F) \\ (m_F L_S L_T + m_S d_S L_T) \sin(\varphi_T - \varphi_S) & 0 & -m_F d_F L_S \sin(\varphi_S - \varphi_F) \\ m_F d_F L_T \sin(\varphi_T - \varphi_F) & -m_F d_F L_S \sin(\varphi_S - \varphi_F) & 0 \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 3}$$

$$\mathbf{C}(\varphi) = \begin{bmatrix} -g(m_S L_T + m_F L_T + m_T d_T) \cos(\varphi_T) \\ -g(m_F L_S + m_S d_S) \cos(\varphi_S) \\ -g m_F d_F \cos(\varphi_F) \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 4}$$

$$\mathbf{D}(\varphi) = \begin{bmatrix} -L_T \sin(\varphi_T) & -L_T \cos(\varphi_T) \\ -L_S \sin(\varphi_S) & L_S \cos(\varphi_S) \\ CF2CP_Y - d_F \sin(\varphi_F) & d_F \cos(\varphi_F) - CF2CP_X \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 5}$$

$$\mathbf{E}(\varphi) = \begin{bmatrix} (m_S L_T + m_F L_T + m_T d_T) \sin(\varphi_T) & -(m_S L_T + m_F L_T + m_T d_T) \cos(\varphi_T) \\ (m_F L_S + m_S d_S) \sin(\varphi_S) & -(m_F L_S + m_S d_S) \cos(\varphi_S) \\ m_F d_F \sin(\varphi_F) & -m_F d_F \cos(\varphi_F) \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 6}$$

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 7}$$

2.6. Métodos utilizados para el control de exosqueletos robóticos.

Algunos autores han recomendado algunos factores de control muscular, por ejemplo, fuerza, longitud, velocidad, firmeza y amortiguación de los músculos, en cualquier caso, es difícil afirmar que existe un sistema de control único. Lo anterior debido a que el sistema nervioso central puede resolver una considerable cantidad de asignaciones.

2.6.1. Control PD con compensación de la gravedad

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \tau \quad \text{Ec. 8}$$

Donde:

- $M(q)$ matriz de inercia
- $C(q, \dot{q})$ matriz centrífuga y de coriolis
- $G(q)$ es el vector de pares gravitacionales

Según datos obtenidos en simulación por (Irwin, 1997) para la ecuación 8 manifiesta lo siguiente:

- El uso de este modelo para realizar movimientos lentos está sobrado debido a que estos ejercicios producen aceleraciones y velocidades angulares pequeñas.
- Los valores máximos que se alcanzan durante la simulación son:

$$\dot{q}_1 = 0.30 \text{ rad/s}$$

$$\dot{q}_2 = 0.61 \text{ rad/s}$$

$$\ddot{q}_1 = 0.30 \text{ rad/s}^2$$

$$\ddot{q}_2 = 0.61 \text{ rad/s}^2$$

- Los torques generados por cada uno de los movimientos que involucran a la matriz de inercial $M(q)$ y la matriz centrífuga y de coriolis $C(q, \dot{q})$ son pequeños.
- La mayor cantidad del torque necesario para generar movimientos en las articulaciones es debida al vector de pares gravitacionales $G(q)$.

2.6.2. Control de lógica difusa

La lógica difusa puede ser descrita como un sistema interpretativo en el cual los objetos o elementos son relacionados con conjuntos difusos el cual es un conjunto con fronteras no nítidamente definidas, otorgándoles un grado de pertenencia relativa o graduada y no estricta como es de costumbre en la lógica tradicional. En un sentido más amplio se podría decir que existe una especie de interpolación entre una frontera y otra, o bien, entre un conjunto y otro.

En todo el proceso de filtrado se contemplan las condiciones de tiempo antes de que cambie a otro estado y dar una respuesta respecto del modelo de referencia dentro del tiempo especificado, incluyendo en ellos su retroalimentación. Posee la habilidad de procesar simultáneamente la información “subjettiva” proveniente de expertos y la información “objetiva” recopilada mediante datos como se muestra en la Figura 14.

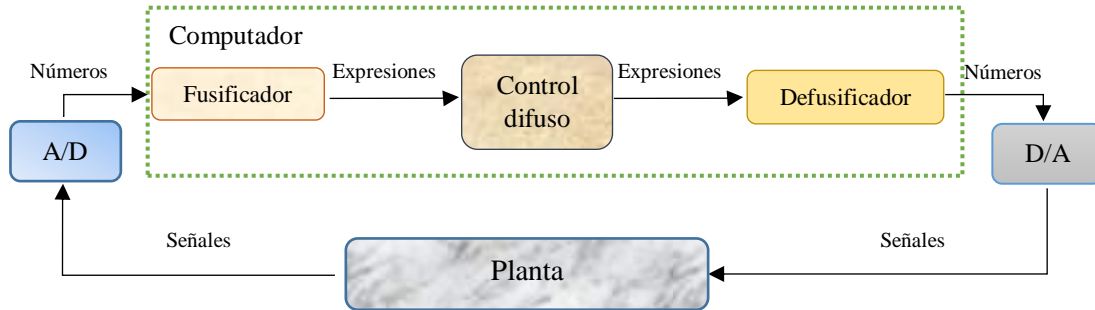


Figura 14. Lazo de control difuso

Fuente: (Delp, Anderson, & Arnold, 2007)

- **Fusificado:** La entrada de un sistema de lógica difusa normalmente es un valor numérico, por ejemplo, señal de un sensor; para que este valor pueda ser procesado por el sistema difuso se hace necesario convertirlo a un "lenguaje" que el mecanismo de inferencia pueda procesar. Esta es la función del fusificado, que toma los valores numéricos provenientes del exterior y los convierte en valores "difusos" que pueden ser procesados por el mecanismo de inferencia. En esta primera etapa se definen las variables tanto de entrada como de salida del sistema (variables lingüísticas), sus valores lingüísticos y sus funciones de pertenencia. La presenta tres conjuntos difusos con valores lingüísticos bajo, medio, alto para la variable margen Operativo como se muestra en la Figura 15. (Duarte, 2006)

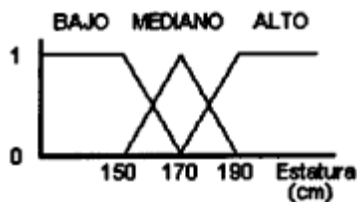


Figura 15. Función de parametrización

Fuente: (Duarte, 2006)

- **Base de Reglas Difusa:** Las reglas de la base de conocimiento de un sistema ya no son una etiqueta lingüística sino que es una función de la entrada que tenga el sistema en un momento dado.
- **Defusificado:** La salida que genera el mecanismo de inferencia es una salida de conjunto difuso, lo cual significa que no puede ser interpretada por un elemento externo (por ejemplo un controlador) que solo manipule información numérica. La salida del mecanismo de

inferencia es un conjunto difuso resultante, para generar la salida numérica a partir de estos conjuntos existen varias opciones como el Centro de Gravedad, los Centros Promediados entre otros.

2.6.3. Control Proporcional Integral Generalizado GPI

El control GPI está basado en reconstructores integrales y realiza un rechazo activo de perturbaciones con integrales sucesivas. El número de integrales sucesivas se determinan de acuerdo al orden de un polinomio con el cual se pueda aproximar la perturbación a rechazar. (Cortés & Ramos, 2014)

Una deducción matemática del controlador GPI se muestra en la ecuación 9, para tal fin se toma una ecuación general de la dinámica multi-cuerpos:

$$D(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + g(\theta) + \zeta = \tau \quad \text{Ec. 9}$$

Donde

- θ es un vector de orden n y determina el ángulo de cada articulación
- $\dot{\theta}$ es el vector de las velocidades angulares
- $\ddot{\theta}$ es el vector de las aceleraciones angulares
- $D(\theta)$ es una matriz de inercias
- $C(\theta, \dot{\theta})$ es una matriz asociada al efecto de Coriolis y a la aceleración
- $g(\theta)$ incluye el efecto gravitacional
- ζ representa las incertidumbres del sistema

2.6.4. Control con señales mioeléctricas

Estas señales son producidas por el intercambio electroquímico de los iones a través de las fibras musculares que producen una contracción y campos eléctricos variables en el tiempo que pueden ser detectados por electrodos como se representa en la Figura 16 las cuales son amplificadas para su lectura.

Desde el punto de vista de (Ramiro, Vergara, & Vázquez, 2011) el control mioeléctrico proporcionar un alto grado intuitivo y hábil, ofreciendo un alto nivel de rendimiento de lo cual tras son los aspectos importantes de la controlabilidad en el control mioeléctrico:

- La precisión de la selección de movimiento
- La intuición del control de accionamiento
- El tiempo de respuesta del sistema.

Existe un equilibrio entre el tiempo de respuesta y la precisión, deben ser adecuadamente robustos frente a condiciones variables durante el funcionamiento y altamente eficientes para confrontar nuevos datos o patrones. Tener un control suave y continuo impone restricciones en tiempo real a los sistemas de control mioeléctrico.



Figura 16. Señales mioeléctricas generadas al contraer los músculos
Fuente: (Ramiro, Vergara, & Vázquez, 2011)

2.7. Componentes eléctricos y electrónicos para exoesqueletos robóticos.

2.7.1. Actuadores

Son elementos capaces de cambiar la energía hidráulica, neumática o eléctrica en la actuación de un proceso teniendo en cuenta el objetivo final para crear un impacto en un procedimiento mecanizado. Estos obtienen la orden de acción de un controlador y, dependiendo de ello, produce la orden para accionar el elemento final de control. Una comparación entre los distintos tipos de actuadores se presenta en la Tabla 4.

2.7.2. Hidráulicos

Consiguen su energía de un líquido presurizado, generalmente una cierta clase de aceite mineral. Están controlados por servo válvulas que regulan la corriente de líquido, lo que produce un

desplazamiento lineal de un cilindro o pistón. Los actuadores hidráulicos son recomendables en los manipuladores que tienen una gran capacidad de carga, y requieren una precisa regulación de velocidad. (Corona, Abarca, & Carreño, 2014)

2.7.3. Neumáticos

Es dispositivo capaz de transformar energía hidráulica, neumática o eléctrica en la activación de un proceso con la finalidad de generar un efecto sobre un proceso automatizado. Este recibe la orden de un regulador o controlador y en función a ella genera la orden para activar un elemento final de control como, por ejemplo, una válvula. (Corona, Abarca, & Carreño, 2014)

2.7.4. Eléctricos

Son motores de corriente continua (c.c.) y de motores paso a paso. Ambos cambian la energía eléctrica en movimiento rotatorio. Tienen un alto torque a bajas velocidades y no necesitan codificadores de posición, es decir, sensores que informen la posición a la que se encuentra el actuador eléctrico.

Tabla 4
Características de los tipos de actuadores

Aspectos	Neumáticos	Hidráulicos	Eléctricos
Energía	Aire a presión (5-10 bar)	Aceite mineral (50-100 bar)	Corriente eléctrica
Opciones	Cilindros		Corriente continua
	Motor de paletas	Cilindros Motor de paletas	Corriente alterna
	Motor de pistón	Motor de pistones axiales	Motor paso a paso Servomotor
Ventajas	Baratos	Rápidos	Precisos
	Rápidos	Alta relación potencia–peso	Fiabiles
	Sencillos	Autolubricantes	Fácil control
	Robustos	Alta capacidad de carga	Sencilla instalación Silenciosos

CONTINÚA 

		Estabilidad frente a cargas estáticas	
Desventajas	Dificultad de control continuo Instalación especial	Dificultad mantenimiento Instalación especial (filtro, frecuentes fugas) Caros	Potencia limitada

2.7.5. Sensores

Un sensor es sólo un dispositivo destinado a obtener datos de un tamaño físico en una cantidad eléctrica, que se puede medir y controlar. De los cuales tenemos sensores de desplazamiento y deformación, velocidad lineal y angular, presencia y proximidad, etc. como se muestra en la Figura 17 a alguno de ellos.

Normalmente estos dispositivos se encuentran realizados mediante la utilización de componentes pasivos y la utilización de componentes activos.



Figura 17 Sensores mecánicos, ultrasónicos, inductivos y capacitivos.

Fuente: (Corona, Abarca, & Carreño, 2014)

2.7.6. Baterías

Deben tener la capacidad poner en funcionamiento el exoesqueleto durante la mayor parte del día o ser retiradas y reemplazadas sin esfuerzo con las baterías cargadas en medio del día. Las baterías deben ser ligeras y compactas para evitar que el exoesqueleto no sea demasiado pesado. Las baterías también deben ser energizadas rápidamente para que el exoesqueleto esté preparado para el día siguiente.

2.7.7. Estructura mecánica

Generalmente hecha de materiales ligeros, la cubierta debe ser suficientemente sólida para peso total del usuario y del exoesqueleto robótico completo. La carcasa debe asimismo tener la capacidad de mantenerse equilibrado sin peligro de que el usuario caiga. La estructura tiene una progresión de las articulaciones que coinciden con las articulaciones del cuerpo, en la cadera, la rodilla y el tobillo.

2.7.8. Niveles de lesión medular

Una lesión de la médula espinal (LME) o medular es un daño a la médula espinal o a las raíces nerviosas espinales dentro del canal espinal que resulta en la pérdida temporal o permanente del movimiento o la sensación. (SCIMS, 2017)

El nivel de lesión medular se refiere a su nivel de lesión neurológica. Es el punto más bajo de del cuerpo donde se tiene movimiento muscular normal y sensación después de sufrir una LME los niveles y capacidades físicas se muestran en la Tabla 5.

Tabla 5

Niveles de lesión medular

Nivel de lesión medular	Capacidades físicas
C1–C3	C3 limitado movimiento de cabeza y cuello.
C3–C4	Generalmente tiene control de la cabeza y el cuello. A nivel de C4, puede encogerse de hombros.
C5	Normalmente tiene control de la cabeza y el cuello, puede encogerse de hombros y tiene algún control de hombros. Puede doblar los codos y girar las palmas hacia arriba.
C6	Tiene movimiento de cabeza, cuello, hombros, brazos y muñecas. Puede encogerse de hombros, doblar los codos, girar las palmas hacia arriba y hacia abajo y extender las muñecas.
C7–T1	Tiene movimiento similar al nivel de C6, con la capacidad añadida de enderezar los codos. Al nivel C8–T1, añade fuerza y precisión en manos y dedos.

CONTINÚA 

C7-T1	Tiene movimiento similar al nivel de C6, con la capacidad añadida de enderezar los codos. Al nivel C8-T1, añade fuerza y precisión en manos y dedos.
T2-T12	Tiene función motora normal en cabeza, cuello, hombros, brazos, manos y dedos. Ha aumentado el uso de los músculos del pecho o el control del tronco. A nivel de T10, T12, se dan más mejoras en el control del tronco debido al incremento de la fuerza abdominal.
L1-L5	Tiene recuperación adicional del movimiento motor en caderas y rodillas.
S1-S5	Dependiendo del nivel de lesión, varios grados de retorno de la función voluntaria de la vejiga, del intestino y sexual.

Fuente: (SCIMS, 2017)

CAPÍTULO III

DISEÑO Y SELECCIÓN DE COMPONENTES

En este capítulo se desarrolla el modelo matemático que ayudara a determinar la potencia necesaria mínima de los actuadores para mover cada articulación que conformar la extremidad inferior también se realiza el diseño, simulación y la elección de los materiales más adecuados para la construcción de la estructura del exoesqueleto, así como la selección de los componentes eléctricos y electrónicos del mismo.

3.1. Diagrama de bloques general del sistema.

En la Figura 18 se observa el diagrama general de bloques del exoesqueleto de miembros inferiores en el cual se muestra las etapas a seguir, las cuales se resumen a continuación:

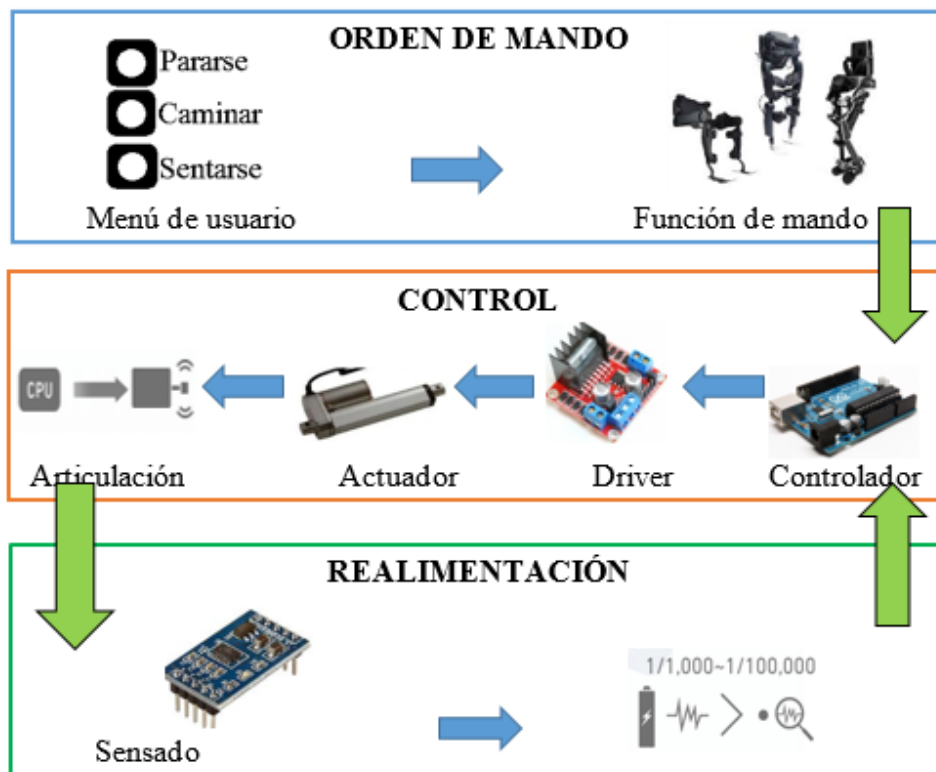


Figura 18. Representación mediante eslabones de la extremidad inferior

3.1.1. Orden de mando

La interfaz de usuario para uso de los exoesqueletos de extremidades inferiores que existen comercialmente o se encuentran en desarrollo tiene una característica similar entre ellos, que es la interfaz de usuario las cuales poseen una facilidad de manejo, control y programación de las funciones que se encuentran internamente programadas.

El exoesqueleto REX fabricado por la empresa REX Bionics es uno de los exoesqueletos más complejos, costosos y posee todas las funciones tales como: caminar, ponerse de pie, sentarse, subir y bajar escaleras y caminar en terrenos inclinados, a la vez que se puede quedar completamente erguido de pie sin que el usuario tenga que mantenerse apoyado en alguna superficie, con todos los aspectos anteriormente mencionados posee una interfaz fácil de usar y reprogramar.

La selección de una interfaz de bajo costo y completamente funcional es de vital importancia, considerando que debe tener un alto grado de protección IP para evitar que agentes externos como agua, polvo o la humedad lo dañen o averíen.

3.1.2. Control

En esta etapa, el algoritmo de control implementado en un microcontrolador recibirá la orden de la función selecciona por el usuario, comprobara el estado actual del exoesqueleto y se encargará de enviar la nueva señal de control hacia los drivers que accionaran los actuadores según la función elegida y este a su vez moverán las articulaciones del exoesqueleto.

Para la implementación del sistema de control se selecciona a la lógica difusa o Fuzzy Logic para ejecutar dicha tarea debido a las múltiples entradas y salidas que se posee resultaría complejo controlarlo mediante sistemas de control tradicionales y por lo tanto se requiere de un método de control inteligente en este caso la lógica difusa encaja perfecto para ejecutar esta importante tarea.

3.1.3. Metodología de diseño a utilizar en el proyecto.

Modelo en V: es un modelo abstracto del ciclo de vida del desarrollo del sistema. Fue desarrollado por la administración federal alemana para regular un proceso de desarrollo de

software en 1997. Sin embargo, a través de una cierta adopción y modificación el modelo en V ha sido sugerido por la Asociación de Ingenieros Alemanes como Metodología de diseño para sistemas mecatrónico (Guideline, 2004).

Esta lista de requisitos proporciona la especificación del producto o sistema que se va a desarrollar y forma las medidas contra las cuales se evaluará el producto. Basándose en esta lista de requisitos, se establece el principio de solución entre dominios, que describe las principales características físicas y lógicas de funcionamiento. Esta fase de avance se conoce como plan o sistema de diseño. En esta etapa, la capacidad general del plan se divide en unas pocas subfunciones. Cada subfunción es nombrada para una regla o arreglo de trabajo apropiado. En la premisa de este acuerdo creado conjuntamente, la ejemplificación avanzada ocurre en el área de la fase de esquema particular que se realiza de forma independiente y autónoma en cada espacio. En esta etapa, los cálculos detallados, ilustraciones, investigaciones o recreaciones se crean en las áreas individuales. En la fase de integración del sistema, se coordinan los efectos secundarios de todos los espacios individuales. Las interacciones entre las subfunciones se tienen en cuenta para la investigación, así como el proceso de verificación y validación con fines de aseguramiento. El resultado final del modelo en V es el producto mecatrónico véase en el anexo B el cual se representa la secuencia para el diseño del exoesqueleto.

3.1.4. Antropometría de cuerpo humano

El control de los movimientos se limitará al plano sagital. Para lo cual se presentan una serie de tablas realizadas por varios investigadores en el área de antropometría humana en las cuales se muestra información sobre distribución de masas, centros de masa, momentos de inercia, ángulos de movimiento y similares. Estas se utilizarán como referencia para realizar los cálculos pertinentes.

El sistema deberá mantener la estabilidad tanto en reposo como durante el tiempo de la realización de movimientos. Debido a que no se puede controlar los movimientos del plano frontal, el usuario se ayudará mediante el uso de muletas o una andadera para desplazar el centro de gravedad de todo el cuerpo, dentro de la base de sustentación y así mantenerse erguido. El sistema se ajustará con la estatura y peso de una persona adulta.

El rango de movimiento de las extremidades inferiores en el plano sagital se muestra en las Tabla 6 y 7, los grados de movimiento promedio alcanzada por cada articulación y por lo tanto se podrá determinar la secuencia del movimiento entre el final y la siguiente de una fase.

Tabla 6

Movimiento de la pierna en el plano sagital en la fase de apoyo

Articulación	Contacto inicial	Respuesta de carga	Soporte medio	Soporte terminal	Pre-balanceo
Cadera	Flexión 30°	Flexión 30°	Flexión 10°	5° de extensión de cadera 5° de rotación pélvica	Neutro 0°
Rodilla	Neutro 0°	Flexión 15° – 20°	Flexión 5°	Neutro 0°	Flexión 30° – 40°
Tobillo	Neutro 0°	Plantiflexión 10° – 15°	Dorsiflexión 5° – 8°	Dorsiflexión 10° – 12°	Plantiflexión 20°

Fuente: (Daza, 2007)

En el ciclo de marcha se produce la fase de balanceo donde los ángulos que se producen en cada articulación son mayores en la fase de apoyo.

Tabla 7

Movimiento de la pierna en el plano sagital en la fase de balanceo

Articulación	Balanceo inicial	Balanceo medio	Balanceo terminal
Cadera	Flexión 20°	Flexión 30°	Flexión 30°
Rodilla	Flexión 50° – 60°	Flexión 25° – 30°	Neutro 0°
Tobillo	Plantiflexión 5° – 10°	Neutro 0°	Neutro 0°

Fuente: (Daza, 2007)

Debido a que la antropometría humana varía según el origen racial, sexo y constitución corporal se utiliza como referencia el Anexo A el cual muestra las dimensiones aproximadas de los segmentos que conforman el cuerpo humano en función de la estatura de la persona para

dimensionar el exoesqueleto para las extremidades inferiores. Estas proporciones del segmento sirven como una buena aproximación en ausencia de mejores datos.

3.1.5. Modelado matemático del miembro inferior

El modelado del movimiento independiente de la pierna se realizará con base a un análisis de la extremidad inferior desde el plano sagital. El análisis que se realiza a continuación es con el objetivo de conocer los momentos de torsión que se crean en cada una de las articulaciones y estimar la fuerza mínima requerida para mover el miembro inferior junto con el exoesqueleto y de esta forma seleccionar los actuadores más adecuados para producir estas condiciones.

En la Figura 19 se muestran la cadena de eslabones que forman a la extremidad inferior. Con su respectiva representación del sistema unitario de coordenadas, los momentos en las articulaciones y la fuerza de reacción que ejerce el piso sobre la estructura.

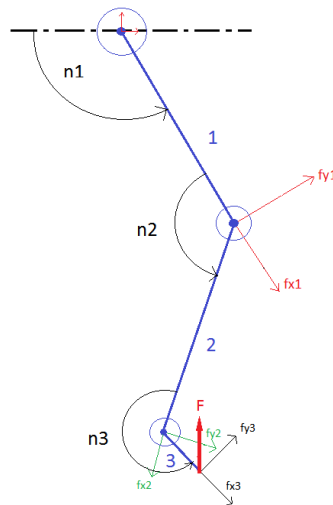


Figura 19. Representación mediante eslabones de la extremidad inferior

Con el diagrama de la Figura 19 se desarrollan las expresiones que representan las fuerzas y torques en cada eslabón. A cada eslabón se descompone la fuerza en sus componentes vectoriales.

Para el equilibrio de la estructura se plantea la sumatoria de fuerza igualas a cero como se representa en la ecuación 10, sobre un eslabón “i”:

$$f_i - f_{i+1} = 0 \quad \text{Ec. 10}$$

Se realiza la suma de momentos:

$$n_i - n_{i+1} - P_{i+1} \times f_{i+1} = 0 \quad \text{Ec. 11}$$

A partir de las ecuaciones 10 y 11 se obtiene la fuerza y el momento de cualquier eslabón en función de la fuerza y el momento de los eslabones superiores.

$$f_i = f_{i+1}$$

$$n_i = n_{i+1} + P_{i+1} \times f_{i+1}$$

Para realizar la propagación de fuerza y momentos se aplica la ecuación 12 que es una matriz de rotación de vectores [R] en cada operación.

$$[R] = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 12}$$

$$f_i = [R] \times f_{i+1}$$

$$n_i = [R] \times n_{i+1} + L_{i+1} \times f_{i+1}$$

Desarrollando para los eslabones de nuestro interés:

- Eslabón 3:

$$f_3 = \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ 0 \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 13}$$

$$n_3 = l_3 \times f_3$$

$$n_3 = l_3 \times \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$n_3 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ l_3 F_y \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 14}$$

- Eslabón 2:

$$f_2 = [R] \times f_3$$

$$f_2 = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & -\sin \theta_3 & 0 \\ \sin \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$f_2 = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & -\sin \theta_3 & 0 \\ \sin \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$f_2 = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 F_x - \sin \theta_3 F_y \\ \sin \theta_3 F_x + \cos \theta_3 F_y \\ 0 \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 15}$$

$$n_2 = [R] \times f_3 + l_2 \times f_2$$

$$n_2 = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & -\sin \theta_3 & 0 \\ \sin \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ l_3 F_y \end{bmatrix} + l_2 \begin{bmatrix} \cos \theta_3 F_x - \sin \theta_3 F_y \\ \sin \theta_3 F_x + \cos \theta_3 F_y \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$n_2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ l_2 \sin \theta_3 F_x + l_2 \cos \theta_3 F_y + l_3 F_y \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 16}$$

- Eslabón 1:

$$f_1 = [R] \times f_2$$

$$f_1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \theta_3 F_x - \sin \theta_3 F_y \\ \sin \theta_3 F_x + \cos \theta_3 F_y \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$f_1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 \cos \theta_3 F_x - \cos \theta_2 \sin \theta_3 F_y - \sin \theta_2 \sin \theta_3 F_x - \sin \theta_2 \cos \theta_3 F_y \\ \sin \theta_2 \cos \theta_3 F_x - \sin \theta_2 \sin \theta_3 F_y + \cos \theta_2 \sin \theta_3 F_x + \cos \theta_2 \cos \theta_3 F_y \\ 0 \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 17}$$

$$n_1 = [R] \times f_2 + l_1 \times f_1$$

$$n_1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ l_2 \sin \theta_3 F_x + l_2 \cos \theta_3 F_y + l_3 F_y \end{bmatrix} + l_1 \times \begin{bmatrix} \cos \theta_3 F_x - \sin \theta_3 F_y \\ \sin \theta_3 F_x + \cos \theta_3 F_y \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$n_1 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ F_x[l_1 \sin \theta_2 \cos \theta_3 + \sin \theta_3 (l_1 \cos \theta_2 + l_2)] + F_y[\cos \theta_3 (l_1 \cos \theta_2 + l_2) - l_1 \sin \theta_2 \sin \theta_3 + l_3] \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 18}$$

Desde la ecuación 13 a la 18 se obtiene la sumatoria de fuerzas y momentos que se aplican en cada articulación

3.2. Parámetros de diseño mecánico

Para el diseño del prototipo de exoesqueleto se ha considerado las dimensiones de una persona que de acuerdo a una investigación hecha por la revista de E-life, en conjunto con la Organización Mundial de la Salud (OMS) que ha investigado el crecimiento de la altura de la población mundial durante el último siglo y para Ecuador la estatura promedio de la población son las siguientes.

- Estatura máxima de 1.75m
- Estatura mínima de 1.60m
- Masa máxima de 90kg incluyendo la masa del exoesqueleto.

3.2.1. Especificaciones técnicas

El sistema del exoesqueleto, al tener que cumplir las mismas funciones que realiza el cuerpo humano, se constituirá y obtendrá de los siguientes subsistemas: una estructura soporte, actuadores eléctricos, sistemas de unión, sensores, sistemas de control y una fuente de energía como se muestra en la Figura 20. El exoesqueleto no tiene la capacidad de mantenerse en equilibrio por lo tanto el usuario tendrá que apoyarse por medio de muletas para poder caminar al usar el prototipo.

Especificaciones de la estructura mecánica

- Estructura ajustable a las dimensiones antropomórficas del usuario

- Peso máximo de 20kg
- Fácil construcción y ensamblaje
- Bajo costo de fabricación

Especificaciones de los actuadores eléctricos

- Compactos y livianos.
- Voltaje de alimentación de 12V CC.
- Corriente a plena carga menor de 3A.
- Fácil montaje

Especificaciones de las baterías

- Compactas y livianas
- Capacidad para almacenar gran energía



Figura 20. Componentes para el exoesqueleto de miembros inferiores

Especificaciones de la tarjeta controladora

- Fácil de conseguir
- Bajo costo
- Mínimo 6 entradas y salidas analógicas
- Mínimo 12 entradas y salidas digitales

- Voltaje de alimentación a 5V
- Bajo consumo energético
- Mínimo 2 puertos de comunicación serial

La velocidad de accionamiento del mecanismo del exoesqueleto debe ser la necesaria para poder realizar el movimiento continuo durante la marcha, aproximadamente el tiempo del ciclo de marcha normal de un adulto es alrededor 1.2 segundos o 80 pasos por minuto. El ciclo de marcha del cuerpo humano tiene componentes en tres planos anatómicos, para el análisis del ciclo de marcha se considera solo el plano sagital.

Al no existir información sobre la antropometría de la población ecuatoriana se utilizará como referencia la información contenida en el Anexo A de las longitudes de los segmentos corporales expresadas como una fracción de la altura corporal H propuesta Winter como se muestra en la Tabla 8 una parte del fragmento.

Tabla 8

Dimensiones para el diseño del exoesqueleto

Estatura de la persona	1.6m	1.75m
Longitud de segmento		
Femoral	0.39m	0.43m
Tibial	0.39m	0.43m
Ancho del pie	0.088m	0.096m
Ancho de la cadera	0.31m	0.33m
Altura del pie	0.062m	0.068m

3.2.2. Selección de materiales

La selección de materiales es el punto más importante del desarrollo de un proyecto, debido a que de esta selección depende la estabilidad, la ergonomía y la portabilidad del prototipo. Los materiales deben pasar por un proceso de selección sobre el cual se plantean diferentes métodos y criterios de selección estos pueden ser: matemáticamente, gráficos, costo, experimentales, entre otros.

El análisis se centra en el pasador que conecta los eslabones, pues este elemento quien debe soportar las cargas más críticas durante el movimiento marcha del exoesqueleto, sin fallar y con el valor más alto de resistencia ver Figura 21. El pasador a analizar se encuentra apoyado en la unión de la rótula con el eslabón de la tibia. La fuerza a aplicar es el peso total de la persona más el exoesqueleto con una masa 90kg.

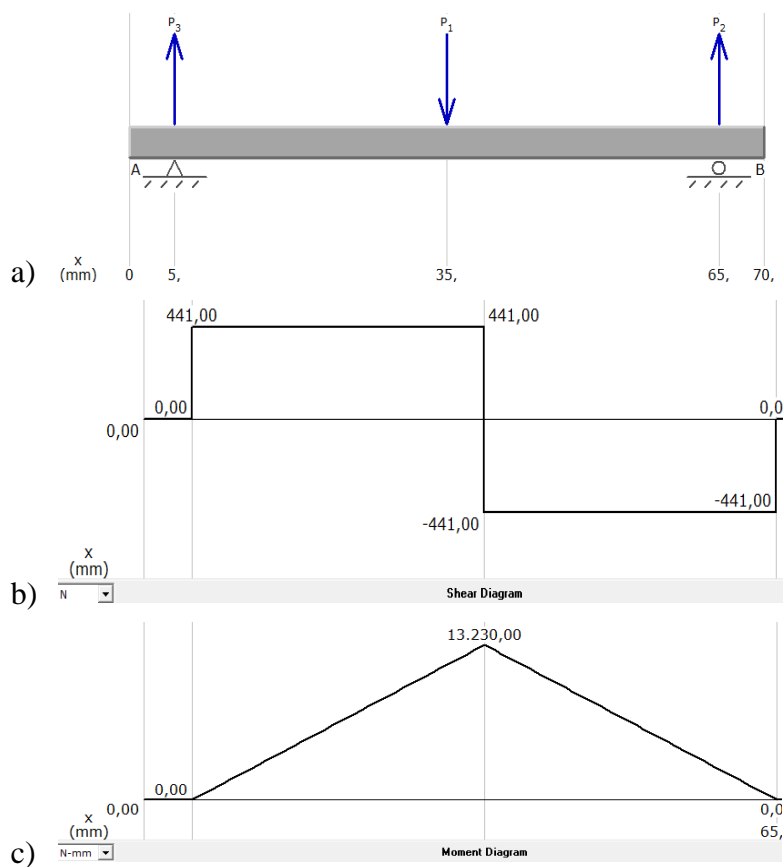


Figura 21. Análisis del pasador

a) Diagrama de cuerpo libre, b) Diagrama fuerzas c) Diagrama de momentos flexionante.

Datos:

- $d = 12 \text{ mm}$
- $l = 70 \text{ mm}$
- $\text{masa total} = 90 \text{ kg}$

$$P_2 = 90[\text{kg}] * 9.8 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}^2} \right] = 882 [\text{N}]$$

Se realiza la sumatoria de fuerzas como se muestra en la ecuación 19 en el eje y con la ayuda del diagrama de cuerpo libre:

$$\sum F_y = 0$$

$$P_1 + P_2 - P_3 = 0 \quad \text{Ec. 19}$$

$$P_1 = 882 - P_2 = 441 [N]$$

Se realiza la sumatoria de momentos flectores en el punto A como se muestra en la ecuación 23.

$$\sum M_A = 0$$

$$(P_2 * 65) - (P_3 * 30) = 0 \quad \text{Ec. 20}$$

$$P_2 = \frac{882 * 30}{65} = 441 [N]$$

Mediante la ayuda del diagrama de momentos flectores se determina el momento flector máximo por medio de la ecuación 20 para calcular el módulo de sección del eje rotula.

$$S = \frac{\pi D^3}{32} \quad \text{Ec. 21}$$

$$S = \frac{\pi(12)^3}{32} = 169.65 [mm^3]$$

Se asigna el factor de seguridad (N) como se muestra la ecuación 21 y se asegura que el soporte estático resiste la fuerza a la que estará sometida véase la ecuación 22.

$$\sigma_{flex} = \frac{M_{max}}{S} \quad \text{Ec. 22}$$

$$\sigma_{flex} = \frac{13230 [Nmm]}{169.65 [mm^3]} = 77.98 [MPa] \approx 78 [MPa]$$

$$\sigma_{flex} < \frac{S_u}{N}$$

Ec. 23

$$S_u > \sigma_{flex} * N$$

$$S_u > 78 * 2.5 \quad S_u > 195 [MPa]$$

El diseño del exoesqueleto tiene una estructura compleja de manufacturar en la parte de los soportes femorales y tibiales. Con la ayuda de un software se ingresa el valor mínimo calculado para obtener una lista de los posibles materiales a usar que cumpplan las condiciones de diseño especificadas.

Al observar la Figura 22 se tiene las posibles aleaciones de los metales que cumplen la condición de diseño. Algunos posibles materiales son, por ejemplo: materiales compuestos, aleaciones de acero de bajo y alto contenido de carbono, aleaciones de aluminio, aleaciones de zinc entre otros.

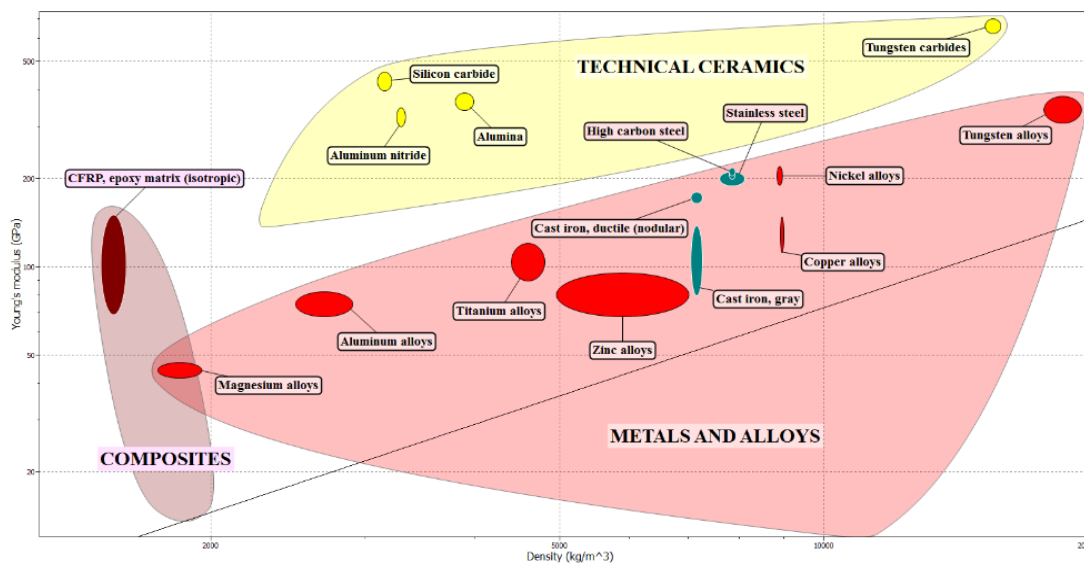


Figura 22. Diagrama de selección de materiales Ashby
Materiales dispuestos para el exoesqueleto

Dentro del grupo de aleaciones de acero de bajo contenido de carbono se selecciona al acero ASTM A36 por las siguientes características: fácil de conseguir, altamente soldable, fácil de mecanizar y de bajo costo véase la Tabla 9.

Tabla 9
Propiedad del acero ASTM A36

Aceros				
Designación del material	Espesor	Resistencia a la tensión, S_u (MPa)	Resistencia a la fluencia (MPa)	Ductilidad (2% elongación en pulgadas)
ASTM A36	$T \leq 8$ pulgadas	400	250	21

3.2.3. Fases principales del ciclo de marcha desde la perspectiva del plano sagital.

El contacto inicial se considera como un punto de apoyo del resto del cuerpo, ambos pies están en contacto con la superficie del suelo por lo que el peso del cuerpo se reparte entre ambos apoyos como se muestra en la Figura 23 a.

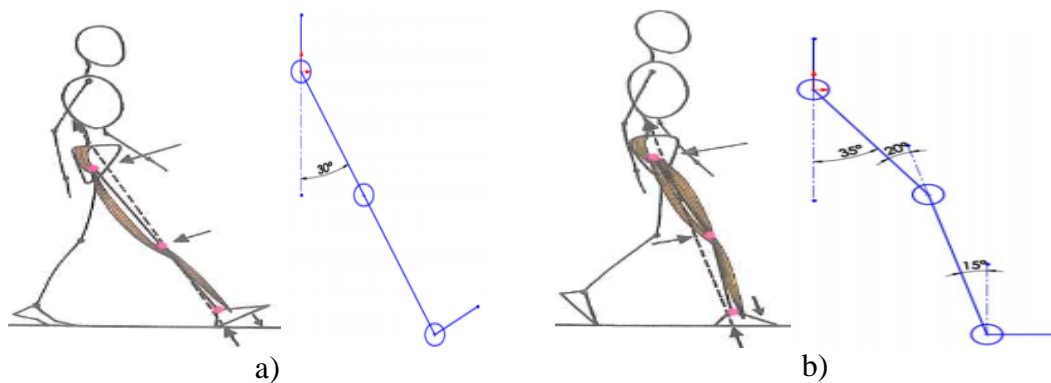


Figura 23. Análisis de la marcha normal en la fase
a) Contacto inicial b) Respuesta de carga

Fuente: (Daza, 2007)

La respuesta a la carga la planta del pie se apoya en el suelo en este momento existe una flexión en las articulaciones de la rodilla y la cadera que se producen para bajar el centro de masa del cuerpo y amortiguar el impacto véase la Figura 23 b. El soporte medio en esta fase la magnitud de los grados en la pierna de apoyo se reduce mientras la otra pierna despega del suelo es la Figura 24 a. En este instante la pierna carga el peso completo del cuerpo.

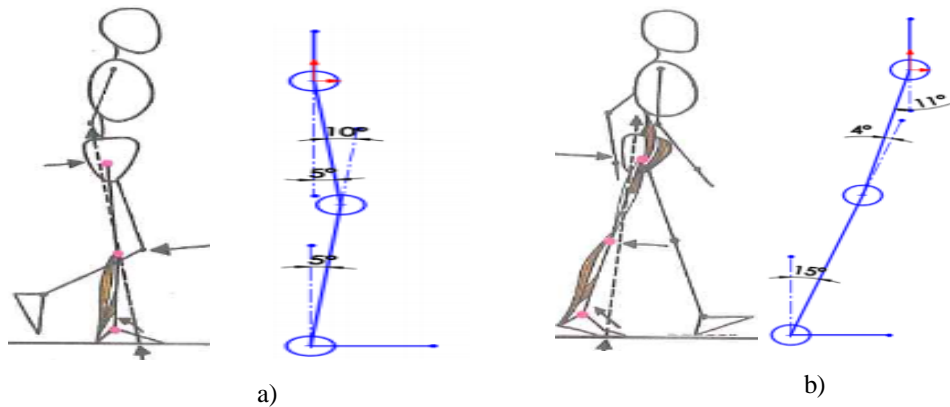


Figura 24. Análisis de la marcha normal
 a) Soporte medio b) Soporte terminal
 Fuente: (Daza, 2007)

El soporte terminal esta posición marca el inicio del fin del apoyo como se ve en la Figura 24 b. En este momento el peso de la persona ya se está transfiriendo a la otra pierna. La otra pierna está entrando a la fase de contacto con el talón por lo que el peso del cuerpo comienza a distribuirse en ambos apoyos.

El prebalanceo del pie contrario está completamente apoyado en el suelo, por lo que la fuerza que se genera es para dar impulso y movimiento a la pierna para comenzar la fase de balanceo. La pierna ya no tiene carga como se muestra en la Figura 25 a. En el balanceo inicial se inicia el movimiento de la flexión de la rodilla y de la cadera para llevar la cadera hacia adelante como se representa en la Figura 25 b

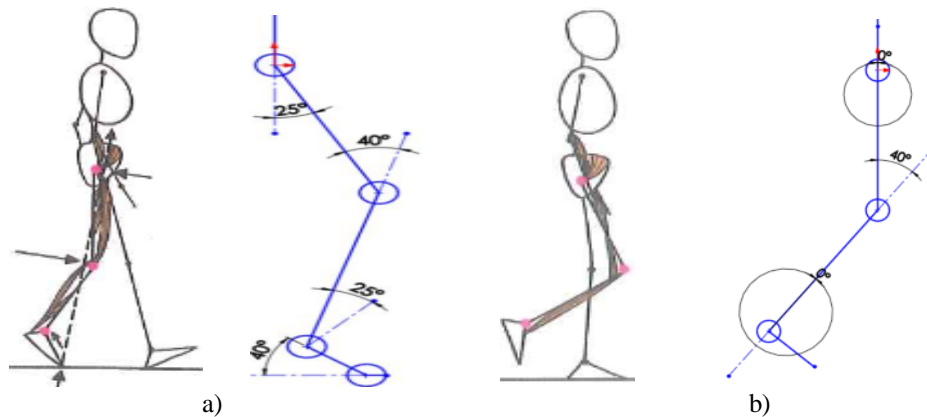


Figura 25. Análisis de la marcha normal
 a) Prebalanceo b) Balanceo inicial
 Fuente: (Daza, 2007)

El balanceo medio se continúa con la flexión de la rodilla y la flexión de cadera para llevar el pie al frente del punto de apoyo del pie contrario como se muestra en la Figura 26 a. El balanceo terminal es la última parte del balanceo se extiende la rodilla y se frena el movimiento de la cadera para posicionar las articulaciones para el primer contacto con el talón el suelo como se representa en la Figura 26 b.

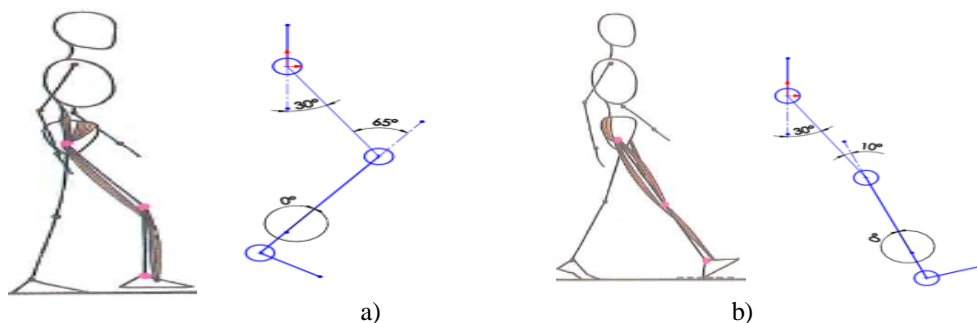


Figura 26. Análisis de la marcha normal
a) Balanceo medio b) Balanceo terminal
Fuente: (Daza, 2007)

Mediante el código desarrollado en Matlab se aplica las ecuaciones encontradas para el modelado matemático del miembro inferior obteniéndose los valores de fuerza y torque para cada articulación y en cada fase que se muestran en la Tabla 10.

Tabla 10

Torque calculado en las articulaciones de la extremidad inferior

Torque en las articulaciones de la extremidad inferior [N.m]			
Fase	Cadera	Rodilla	Tobillo
Contacto inicial	496	317	137
Respuesta a la carga	-431	-284	69
Soporte medio	196	-69	24.5
Soporte terminal	-214	23	72
Prebalanceo	187	-145	177

3.3. Diseño y modelado de piezas.

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 máxima y 1 es la mínima,

se puede observar los criterios de evaluación impuestos para escoger la mejor opción para la construcción del exoesqueleto. Para tener una referencia del diseño de la estructura del exoesqueleto para miembros inferiores se realizará una comparación entre los principales exoesqueletos existentes en el mercado, basándose en características esenciales que describen en la Tabla 11.

Tabla 11
Comparación de exoesqueletos para miembros inferiores

	Símbolo	eLEGS	Calif.	HAL	Calif.	REX	Calif.	REWALK	Calif.
Control	Sensor	Fuerza y Movimiento	4	Electro-miográfico	4	De palanca	5	Movimiento	5
Peso	Kg	20	3	23	5	39	3	18	2
Velocidad	Kph	3.2	4	0.18	2	3	3	4.5	5
Batería	H	> 6	4	5	2	5	2	8	5
Precio	\$	100.000	5	250.000	5	150.000	3	100.000	5
Ensamblaje Dif.			3		1		5		4
Total			23		13		18		26

5=Óptimo; 4=Muy bueno; 3=Bueno; 2=Regular; 1=Insatisfactorio.

Analizando la información de la Tabla 11 se seleccionó como referencia al exoesqueleto ReWalk, debido a que es un exoesqueleto robótico portátil, su diseño posee facilidad de fabricar y provee más información técnica sobre su funcionamiento.

3.3.1. Modelado y simulación de esfuerzos de la estructura

Con la ayuda del software Inventor Professional, se realizó el diseño, simulación y análisis de cargas estructurales, de cada de las piezas que conforma al exoesqueleto, con el fin de identificar y corregir el comportamiento de las piezas del dispositivo en un probable escenario de funcionamiento. Se verifico que las piezas no interfieran entre si al moverse y los grados de movimiento de cada una de las articulaciones.

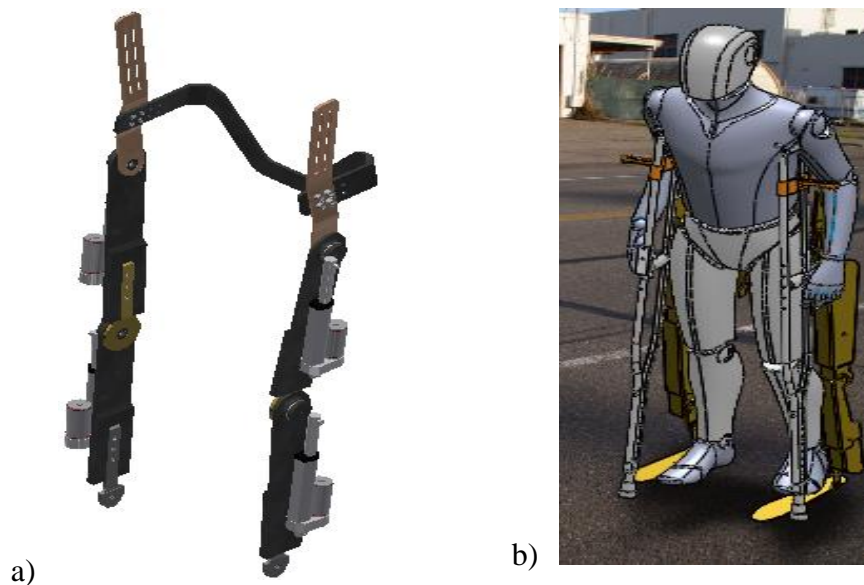


Figura 27. Ensamblaje exoesqueleto de extremidades inferiores
 a) Estructura del exoesqueleto b) Estructura con una persona

La simulación de movimientos es para comprobar que el diseño mecánico cumpliera su función correctamente, sin que ninguna de sus piezas interfiriera con la trayectoria correcta del exoesqueleto, también para poder evaluar y sugerir mejores estrategias de operación y optimización del sistema mecánico como se muestra en la Figura 27 del diseño del exoesqueleto para miembros inferiores.

El análisis de esfuerzos se usa en el contexto de las teorías de fallo como indicador de un buen diseño para materiales dúctiles.

- La tensión de Von Mises: propone que el material dúctil sufrirá fallo elástico cuando la energía de distorsión elástica rebasa cierto valor.
- El desplazamiento de fuerzas: con este método se verifica en que parte de la pieza sufre un mayor fallo elástico y en qué punto se encuentra la mayor cantidad de fuerza que deformen a la pieza.
- El factor de seguridad: es factor de seguridad debe ser mayor que 1.0 para evitar falla. Dependiendo las circunstancias varían desde 2 hasta 10

- **Soporte de la cadera**

En la Figura 28 a) se observa la sujeción de la cadera del usuario, en la cual se conectan dos piezas principales: la conexión lateral izquierda y derecha.

Tabla 12

Resultados obtenidos por simulación del soporte de la cadera

Nombre	Mínimo	Máxima
Volumen	266590 mm ³	
Masa	2,09273 kg	
Esfuerzo de Von Mises	0,00000686587 MPa	74,2183 MPa
Desplazamiento	0 mm	0,076529mm
Factor de seguridad	3,34452ul	15 ul

En la Tabla 12 se muestra las características principales del material del soporte de la cadera para que no sufra daños o ruptura a corto plazo, con una fuerza máxima de 250N.

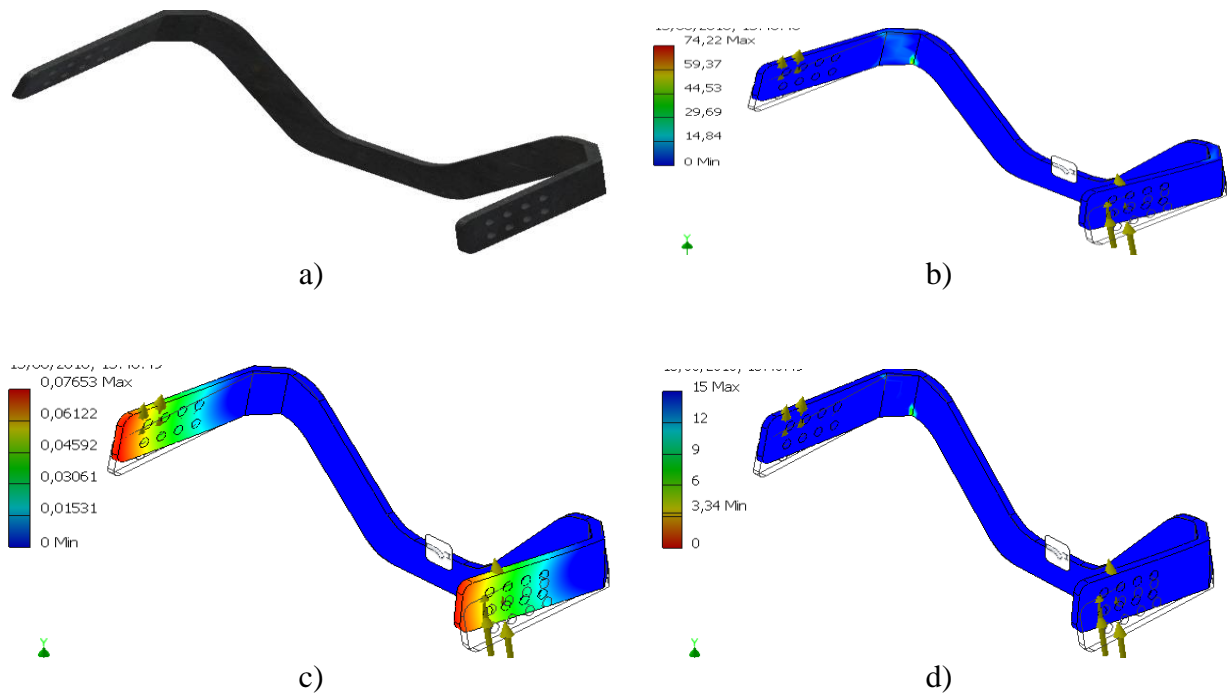


Figura 28. Análisis de esfuerzos del soporte la cadera

a) Vista isométrica b) Von Mises Stress c) Desplazamiento d) Factor de seguridad

- **Soporte lateral de la cadera**

Estos eslabones son los soportes encargados de unir y formar la unión para la articulación de la cadera. Además, proveen una ayuda extra para sujetar al usuario con la estructura por medio del abdomen véase la Figura 29.

Tabla 13

Resultados obtenidos por simulación del soporte lateral de la cadera

Nombre	Mínimo	Máxima
Volumen	93719 mm ³	
Masa	0,735694 kg	
Esfuerzo de Von Mises	0,0000463453 MPa	77,6695 MPa
Desplazamiento	0 mm	0,441863 mm
Factor de seguridad	3,19591 ul	15 ul

En la Tabla 13 se muestra las características principales del material del soporte lateral de la cadera para que no sufra daños o ruptura a corto plazo, con una fuerza máxima de 300N.

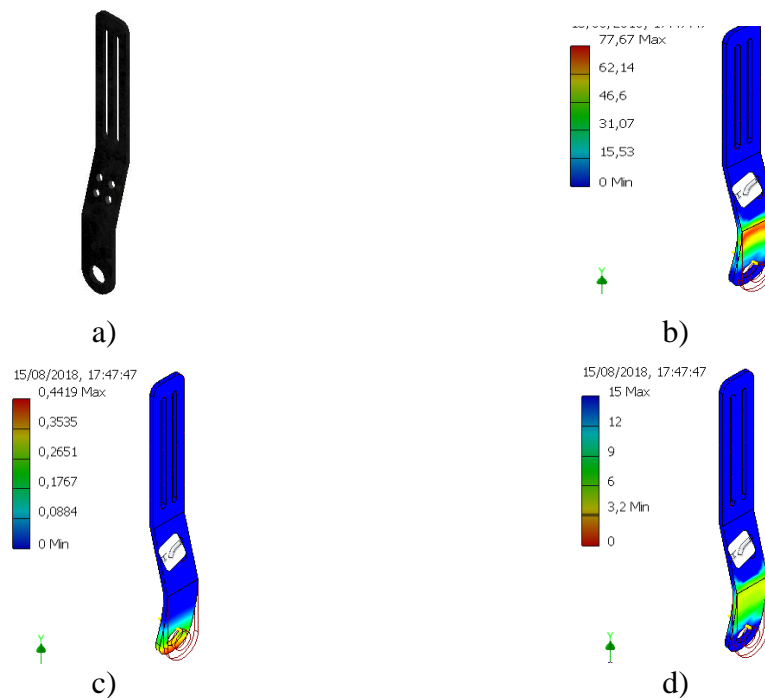


Figura 29. Análisis de esfuerzos del soporte lateral de la cadera
a) Vista isométrica b) Von Mises Stress c) Desplazamiento d) Factor de seguridad

- **Soporte muslo femoral**

Esta pieza se sujeta al soporte femoral mediante tornillos y su función es de soportar al muslo femoral para evitar desviaciones de la pierna del usuario hacia los costados para evitar lesiones como se muestra en la Figura 30.

Tabla 14

Resultados obtenidos por simulación del soporte muslo femoral

Nombre	Mínimo	Máxima
Volumen	233245 mm ³	
Masa	1,83097 kg	
Esfuerzo de Von Mises	0,0237169 MPa	227,075 MPa
Desplazamiento	0 mm	6,53684 mm
Factor de seguridad	1,09314 ul	15 ul

En la Tabla 14 se muestra las características principales del material del soporte muslo femoral para que no sufra daños o ruptura a corto plazo, con una fuerza máxima de 250N.

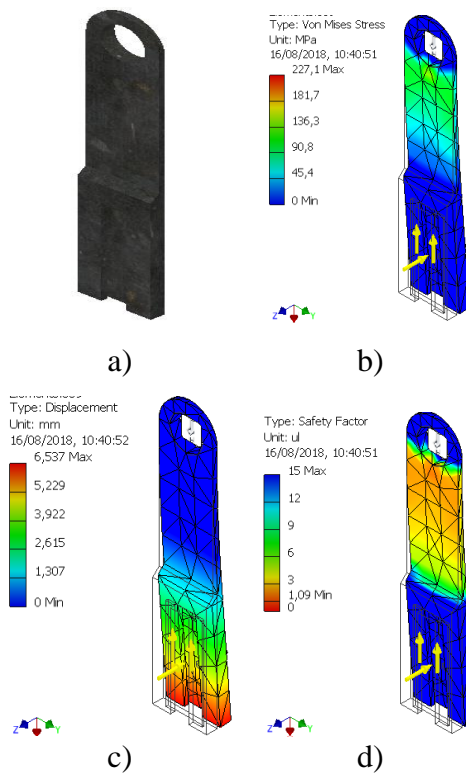


Figura 30. Análisis de esfuerzo del soporte muslo femoral
a) Vista isométrica b) Von Mises Stress c) Desplazamiento d) Factor de seguridad

- **Soporte del fémur**

Esta pieza se une mediante el volante al soporte lateral de cadera para formar la articulación lateral de la cadera. Sostiene al actuador lineal y al soporte de muslo femoral véase la Figura 31.

Tabla 15

Resultados obtenidos por simulación del soporte del fémur

Nombre	Mínimo	Máxima
Volumen	59335,4 mm ³	
Masa	0,465783 kg	
Esfuerzo de Von Mises	0,0110256 MPa	81,0737 MPa
Desplazamiento	0 mm	0,0863458 mm
Factor de seguridad	3,06171 ul	15 ul

En la Tabla 15 se muestra las características principales del material del soporte del fémur para que no sufra daños o ruptura a corto plazo, con una fuerza máxima de 250N.

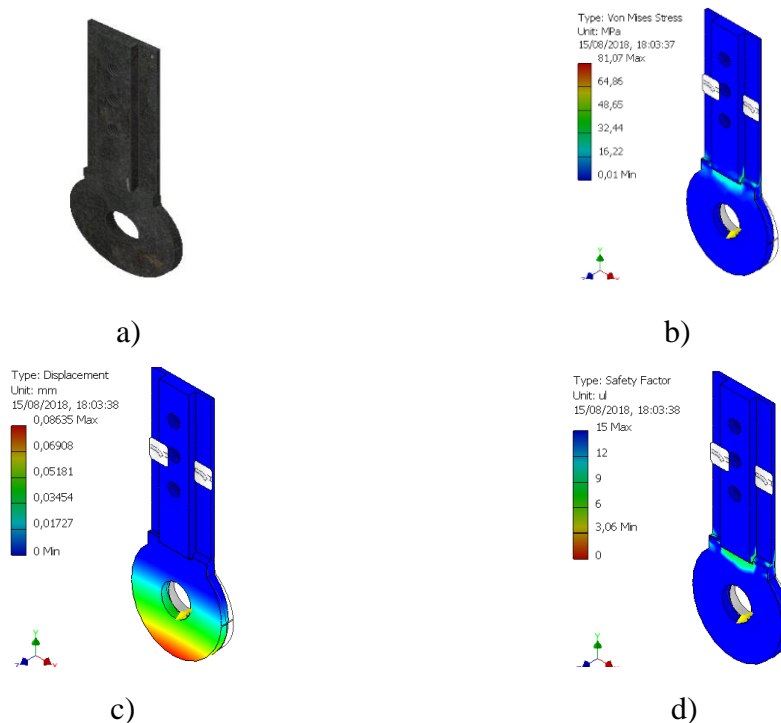


Figura 31. Análisis de esfuerzo del soporte del fémur
 a) Vista isométrica b) Von Mises Stress c) Desplazamiento d) Factor de seguridad

- **Soporte tibial**

Esta pieza se sujeta al soporte tibial mediante tornillos y su función es de soportar al muslo tibial para evitar desviaciones de la pantorrilla el usuario hacia los costados y mantenerla fija con la estructura como se muestra en la Figura 32.

Tabla 16

Resultados obtenidos por simulación del soporte tibial

Nombre	Mínimo	Máxima
Volumen		48338.1 mm ³
Masa		0,379454 kg
Esfuerzo de Von Mises	0,0127871 MPa	18.2101 MPa
Desplazamiento	0 mm	0,0249105 mm
Factor de seguridad	13.6312 ul	15 ul

En la Tabla 16 se muestra las características principales del material del soporte muslo tibial para que no sufra daños o ruptura a corto plazo, con una fuerza máxima de 500N.

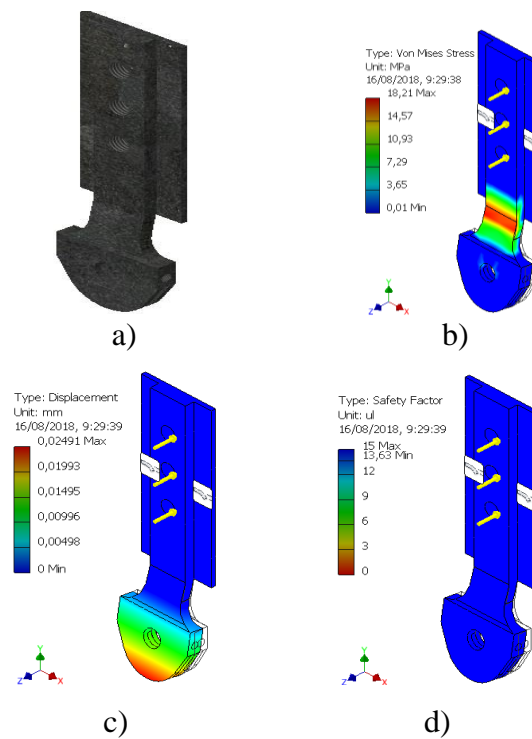


Figura 32. Análisis de esfuerzo del soporte tibial
a) Vista isométrica b) Von Mises Stress c) Desplazamiento d) Factor de seguridad

- **Volante**

Su función es la de convertir el movimiento lineal a rotacional con alto torque para producir el giro de toda la pierna como se muestra la Figura 33.

Tabla 17

Resultados obtenidos por simulación del volante

Nombre	Mínimo	Máxima
Volumen	12220.2 mm ³	
Masa	0,0959286 kg	
Esfuerzo de Von Mises	0,051229 MPa	96.2892 MPa
Desplazamiento	0 mm	0,0136472 mm
Factor de seguridad	2.57791 ul	15 ul

En la Tabla 17 se muestra las características principales del material del volante para que no sufra daños o ruptura a corto plazo, con una fuerza máxima de 350N.

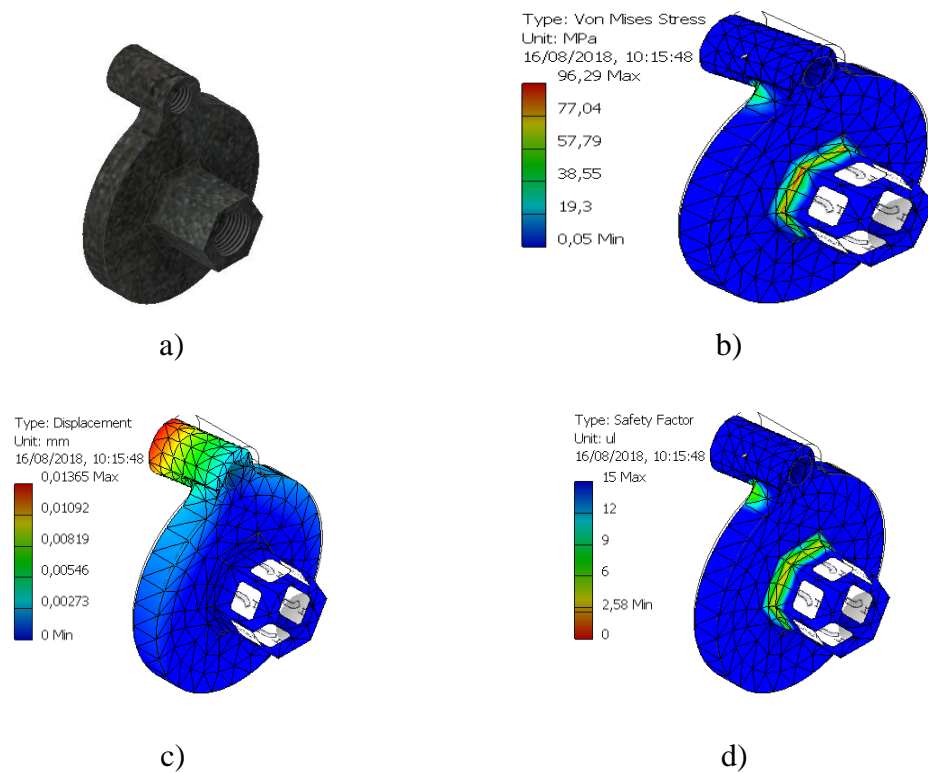


Figura 33. Análisis de esfuerzo del volante

a) Vista isométrica b) Von Mises Stress c) Desplazamiento d) Factor de seguridad

3.4. Selección de componentes eléctricos y electrónicos.

3.4.1. Selección de los actuadores y baterías

Analizando los datos obtenidos en la tabla anterior se observa que en la articulación de la cadera se produce un momento de torsión máximo de 496N, en la articulación de la rodilla un momento de torsión máximo de 317N y en la articulación del tobillo un momento máximo de 177N.

a. Actuador lineal 12V DC

Un actuador lineal eléctrico consta de un motor, un engranaje y una rosca de eje que incluye una tuerca. De esta manera es posible elevar, ajustar, inclinar, empujar o halar objetos pesados o difíciles de alcanzar con sólo pulsar un botón. Adicionalmente, los actuadores ofrecen seguridad, movimiento silencioso, limpio de control preciso de larga vida útil con poco o ningún mantenimiento. (LINAK, 2017)



Figura 34. Actuador lineal 12V DC
Fuente: (LINAK, 2017)

Se ha optado por utilizar actuadores lineales eléctricos como se muestra en la Figura 34 para mover cada una de las articulaciones que conforman al exoesqueleto de extremidades inferiores debido a que son económicos, compactos y livianos con las siguientes especificaciones.

- Articulación de la cadera: Capacidad de carga de 750N y 150mm de longitud de carrera.
- Articulación de la rodilla: Capacidad de carga de 500N y 150mm de longitud de carrera.
- Articulación del tobillo: Capacidad de carga de 500N y 100mm de longitud de carrera.

Tabla 18
Comparación entre actuadores lineales

	Símbolo	LINAK	Calf.	H & T	Calf.	WITHOUT HOLDER	Calf.
Material		Aleación Aluminio	4	Aluminio y zinc	5	Aleación Aluminio	4
Capacidad de carga	N	500 /750 /900/1500	5	500/750/ 900	5	750 900	4
Corriente a plena carga	A	1.5	4	0.8	2	0.8	2
Longitud de carrera	mm	50/100/150/ 200/250/300	5	50/100/150/ 200/250/300	5	30/50/100/ 150/200/300	3
Costo	\$	65	4	94	2	75	3
Velocidad sin carga	mm/s	10	4	10	4	7	3
Velocidad con carga	mm/s	8	5	5	2	5	2
	Total		31		24		21

5=Óptimo; 4=Muy bueno; 3=Bueno; 2=Regular; 1=Insatisfactorio.

Se selecciona el actuador LINAK que se muestra en la Tabla 18 debido a las características que se ajustan a los requerimientos para el diseño.

b. Baterías LiPo

Las baterías LiPo mostrada en la Figura 35 se caracterizan por ser ligeras, compactas y por poder almacenar una gran cantidad de energía. Además de que las baterías LiPo al estar compuestas por multitud de celdas se pueden encontrar de diferentes voltajes y amperajes con lo cual se ajustan al presente proyecto.



Figura 35. Baterías LiPo

Fuente: (Electronics, 2016)

En la Tabla 19 se muestra la puntuación las baterías comparadas de las cuales se elige a la batería LIPO al obtener la más alta puntuación por lo cual será usada como fuente de alimentación para los circuitos y actuadores del prototipo.

Tabla 19

Comparación entre baterías

	Símbolo	LIPO	Calf.	ION LITIO	Calf.
Celdas	1s (V)	3.7		3.7	
	2s (V)	7.4	5	7.4	4
	3s (V)	11.1			
	4s (V)	14.8			
Amperios por hora	mAh	5000	5	1100	
				2000	3
				5000	
Potencia	Kw	10	4	10	2
Temperatura de funcionamiento	°C	60	3	35	4
Peso	g	325	4	560	3
Corriente a carga rápida		1	3	1-2	4
Costo	\$	75	3	45	5
	Total		25		24

5=Óptimo; 4=Muy bueno; 3=Bueno; 2=Regular; 1=Insatisfactorio.

3.4.2. Selección de controlador

a. Placa Arduino Mega 2560

El Arduino Mega 2560 que se observa en la Figura 36 es una placa microcontroladora basada en el ATmega2560, cuenta con 54 pines digitales de entrada / salida (de los cuales 15 se pueden utilizar como salidas PWM), 16 entradas analógicas, 4 UART (puertos serie de hardware), un oscilador de cristal de 16 MHz, una conexión USB, un conector de alimentación, una cabecera ICSP, un botón de reinicio y está diseñado para proyectos más complejos, es la placa recomendada para impresoras 3D y proyectos de robótica. (Arduino, 2018)



Figura 36. Placa Arduino Mega 2560

Fuente: (Arduino, 2018)

b. Placa RaspBerry PI (modelo B)

Es un ordenador de una sola placa con LAN inalámbrica y conectividad Bluetooth, posee un CPU de 64 bits Quad Core de 1.2GHz Broadcom BCM2837, 1 GB de RAM, BCM43438 wireless LAN y Bluetooth a bordo, GPIO extendido de 40 pines, 4 puertos USB, HDMI de tamaño completo, ideal para proyectos de video juegos y la posibilidad de instalar sistema operativos libres a través de una tarjeta SD véase Figura 41. (RASPBerry, 2017)



Figura 37. Placa RaspBerry PI(modelo)

Fuente: (RASPBerry, 2017)

c. Placa BeagleBone

BeagleBone Black es una plataforma de desarrollo de bajo costo y comunidad para desarrolladores y aficionados, es una computadora de Linux de tamaño de tarjeta de crédito como se muestra en la Figura 42 que se conecta a Internet y ejecuta software como Android 4.0 y Ubuntu. Cuenta con una gran cantidad de E / S y la potencia de procesamiento para el análisis en tiempo real es proporcionada por un procesador AM335x de 720MHz ARM®, BeagleBone puede complementarse con tarjetas plug-in de capa para aumentar la funcionalidad. (BeagleBoard, 2017)

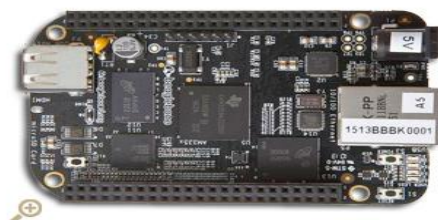


Figura 38. Placa BeagleBone

Fuente: (BeagleBoard, 2017)

Para seleccionar una tarjeta controladora adecuada se analizará y comparará las características que poseen cada una de las tarjetas basándose en las ponderaciones dadas a cada una:

Tabla 20

Comparación entre Arduino mega vs Raspberry y BeagleBone

	Símbolo	Arduino mega	Calf	RaspBerry PI	Calf	BeagleBone	Calf
Microcontrolador		ATmega 2560	3	700 MHz	4	1HGZ	5
Operativo	V	5	5	5V	5	3.3	3
Potencia Consumida	mA (W)	42 0.3	5	70 3.5	2	170 0.85	3
Alimentación	V	7-12	4	5	2	5	2
Voltaje de Pin	V	5	5		5	3.3	3
Pines digitales	I/O	54 y	5	8 y	1	65 y	5
	PWM	15		1		8	
Pin análogo	I (bit)	16(10)	5	N/A	1	7(12)	4

CONTINÚA 

Adquisición		5	3	1			
Precio	\$	21	5	109	1	105	2
	Total	42	24	28			

5=Optimo; 4=Muy bueno; 3=Bueno; 2=Regular; 1=Insatisfactorio.

Analizando la Tabla 20 se ha escogido como tarjeta controladora al Arduino mega 2560 debido a su bajo precio, bajo consumo energético, número entradas y salidas analógicas lo que facilita el control de los actuadores y lectura de los sensores, fácil adquisición en el mercado nacional además de que posee una amplia gama de sensores y escudos compatibles con Arduino.

Las placas RaspBerry y BeagleBone a pesar de poseer un procesador más rápido que Arduino sus aplicaciones son más para video juegos y manejo de imágenes sin contar de que su precio es elevado, se requiere instalar un sistema operativo para poder usarlas y no hay suficiente soporte técnico, blogs a foros de discusión si se presentaran inconvenientes en su uso.

3.5. Diseño electrónico

El sistema electrónico que conforma el exoesqueleto es de vital importancia y para facilitar su diseño de acuerdo a los elementos electrónicos seleccionados se lo divide en las siguientes partes:

3.5.1. Etapa de poder

El voltaje suministrado por las baterías es mayor al voltaje de operación normal de varios de los componentes electrónicos seleccionados por lo cual es necesario reducir dicho voltaje a 5V por medio de un regulador de voltaje LM7805 y un capacitor electrolítico de 220uF para filtrar el ruido producido por los motores véase la Figura 39.

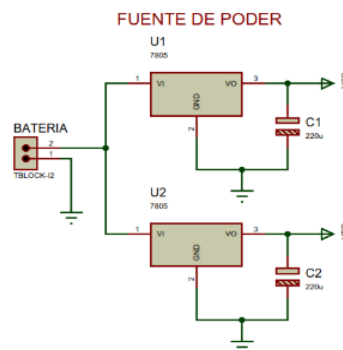


Figura 39. Fuente de poder del sistema electrónico

3.5.2. Etapa de control

Esta etapa se asigna los pines de la tarjeta Arduino Mega para que ejecuten tareas de entrada o salida de datos de acuerdo a sus características tomando en cuenta la distribución más adecuada de los mismos debido a que se realizara una shield que se montará sobre la tarjeta Arduino como se muestra en la Figura 40.

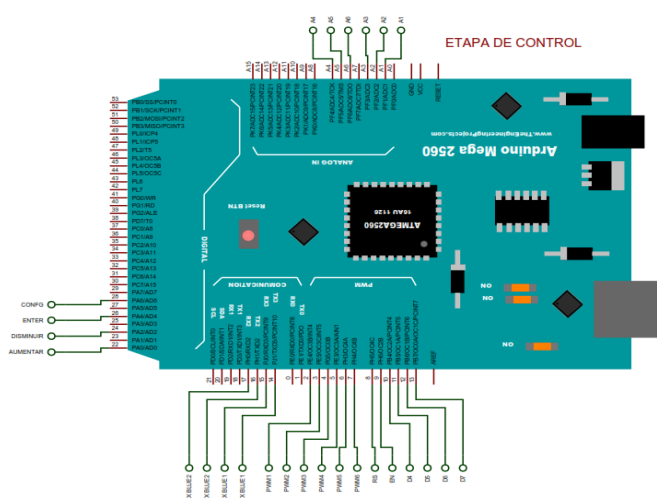


Figura 40. Asignación de pines de la tarjeta Arduino mega

En la Tabla 21 se muestra los pines que se van a utilizar de la tarjeta Arduino mega y la función asignada a cada una de ellas, indicado en el número de entradas a utilizar.

Tabla 21

Asignación de pines del Arduino mega

Número del pin	Designación	Función
A0	A1	Sensor de la articulación de la cadera lado derecho.
A1	A2	Sensor de la articulación de la rodilla derecha.
A2	A4	Sensor de la articulación de la cadera lado izquierdo.
A3	A5	Sensor de la articulación de la rodilla izquierdo.
2	PWM1	Señal de control del motor de la cadera lado derecho.
3	PWM2	Señal de control del motor de la articulación de la rodilla derecha
5	PWM3	Señal de control del motor de la cadera lado izquierdo

CONTINÚA



6	PWM4	Señal de control del motor de la rodilla izquierda
8-13	LCD	Pines designados para el manejo de la LCD 16x2.
14	TX BLUE1	Envío de datos hacia el módulo Bluetooth.
15	RX BLUE1	Recepción de datos del módulo Bluetooth.
16	TX BLUE2	Envío de datos hacia el módulo Bluetooth.
17	RX BLUE2	Recepción de datos del módulo Bluetooth.
22	AUMENTAR	Botón para aumentar un valor numérico.
24	DISMINUIR	Botón para disminuir un valor numérico.
26	ENTER	Botón para confirmar un valor ingresado.
28	CONFG	Botón para iniciar el modo de configuración de parámetros del sistema.

3.5.3. Etapa de entrada de datos

Para la calibración de sistema es necesario el ingreso de información que contenga el valor de la estatura por parte del usuario hacia a la tarjeta controladora para lo cual se asignan cuatro botones para dicha tarea, un botón envía la orden de calibración al sistema que pausa al programa principal mientras se ingrese la información requerida, dos botones aumentan o disminuyen el valor ingresado respectivamente al ser pulsarlos y un cuarto botón confirmará los datos ingresados y el programa continuará su ejecución como se muestra en el circuito de la Figura 41.

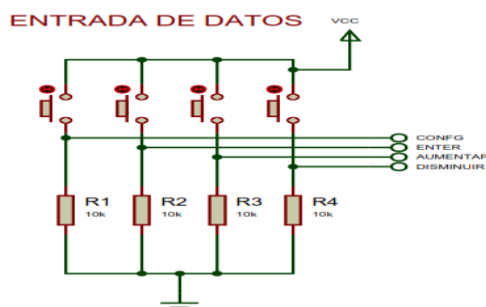


Figura 41. Circuito eléctrico para ingreso de datos

3.5.4. Etapa de visualización de datos

La visualización de datos ingresados y el respectivo resultado del procesamiento de los mismos son necesarios junto con información adicional del estado de las baterías, avisos y advertencias son presentados por medio de una pantalla LCD de 16 segmentos como se observa en la Figura 42.

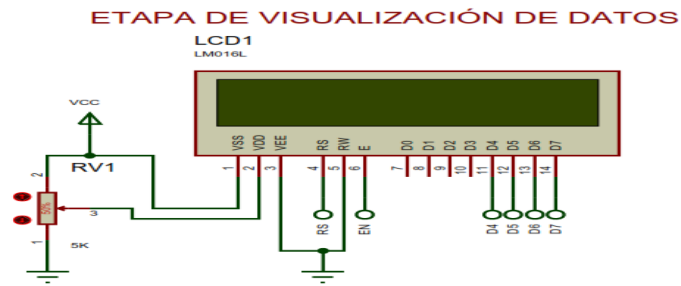


Figura 42. Circuito electrónico para manejo de una LCD de 16x2

3.5.5. Etapa de lectura de sensores y accionamiento de motores

Esta etapa comprende la alimentación de los motores y de los sensores, así como la lectura de los sensores por medio de las entradas analógicas del Arduino y el envío de la señal de control de movimiento de los motores por medio de las salidas analógicas PWM como se muestra en la Figura 43.

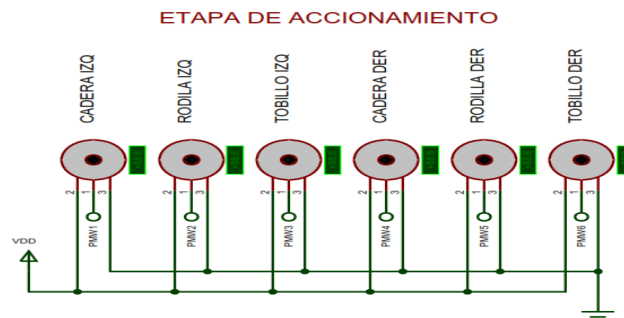


Figura 43. Circuito eléctrico para el accionamiento de los motores

En la Figura 44 se muestra la conexión de los seis sensores para la lectura del valor de ángulo que se ha movido cada articulación durante el ciclo de marcha.

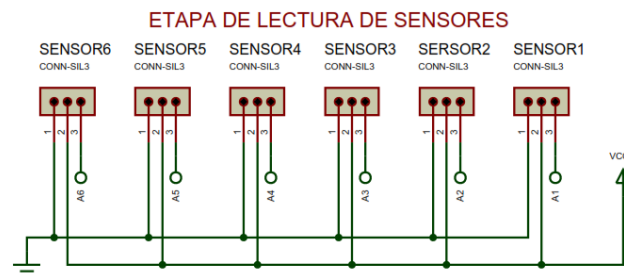


Figura 44. Circuito eléctrico para la lectura de sensores

3.5.6. Etapa de comunicación

El usuario es el encargado de seleccionar la función que desea que realice el exoesqueleto por medio de un mando a distancia ubicado en su muñeca o una aplicación en un teléfono móvil conectado por medio de Bluetooth como se muestra en la Figura 45.

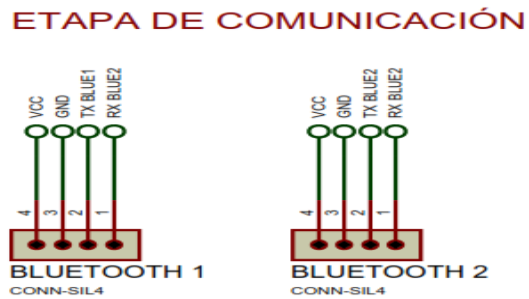


Figura 45. Pines de conexión de los módulos Bluetooth

CAPÍTULO IV

MONTAJE DEL EXOESQUELETO

Finalizada la etapa de diseño y validación del prototipo, se procede con la construcción del sistema mecánico y electrónico que conforma el exoesqueleto de las extremidades inferiores.

4.1. Construcción del prototipo a escala 1:3

Para validar el prototipo se decide construir un modelo a escala 1:3 del mismo y se seleccionara una técnica adecuada de prototipado. Una técnica de prototipado rápido es la impresión en 3D que se observa en la Figura 46 que resulta en una mejor relación calidad/precio y en una producción más rápida de piezas que las técnicas tradicionales de prototipado. Para lo cual es el proceso elegido a utilizar para la fabricación de las piezas que conforman el exoesqueleto a escala siguiendo la secuencia de pasos que se muestra a continuación para cada pieza.

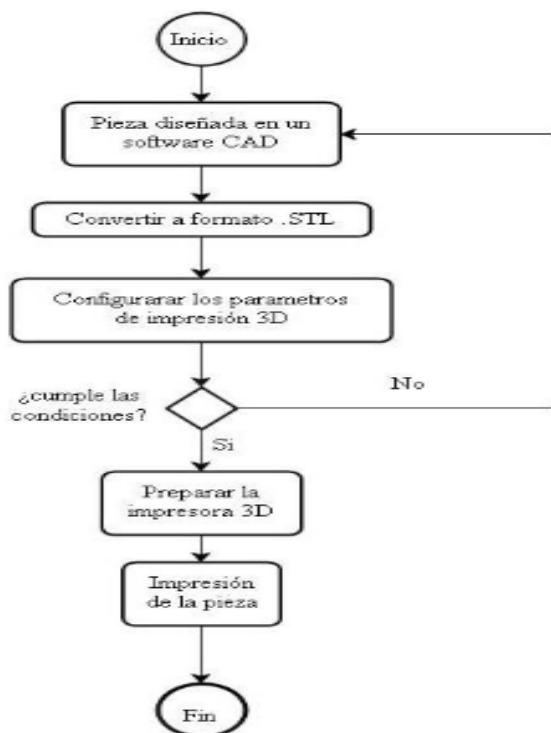


Figura 46. Diagrama de flujo para la impresión 3D

Para iniciar el proceso de impresión de las piezas se configura los parámetros de material, velocidad de impresión y calidad de impresión mostrada en la Figura 47. Las piezas fueron impresas en material de ácido poli-láctico (PLA) que es un material altamente versátil, que se hace a partir de recursos 100% renovables de bajo costo y buena resistencia.

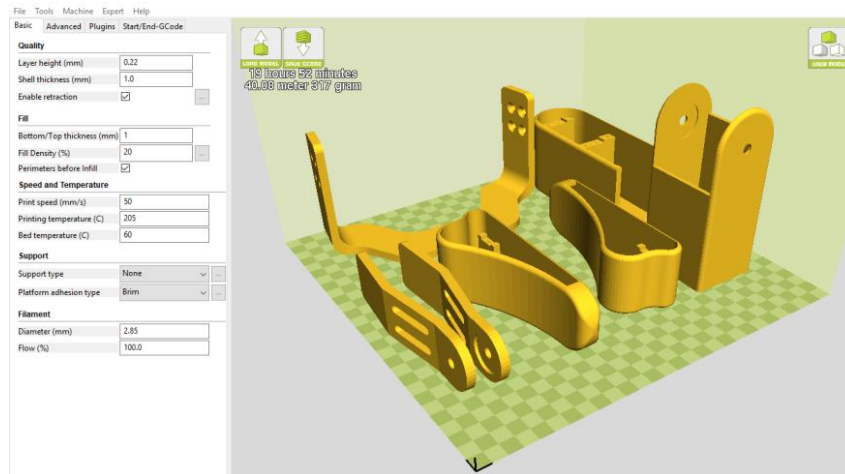


Figura 47. Configuración de los parámetros de impresión 3D

El tiempo aproximado de impresión de todas las piezas en calidad estándar según la información dada por el software CURA de impresión 3D es de 80h, en la Figura 48 se observa las distintas piezas impresas.

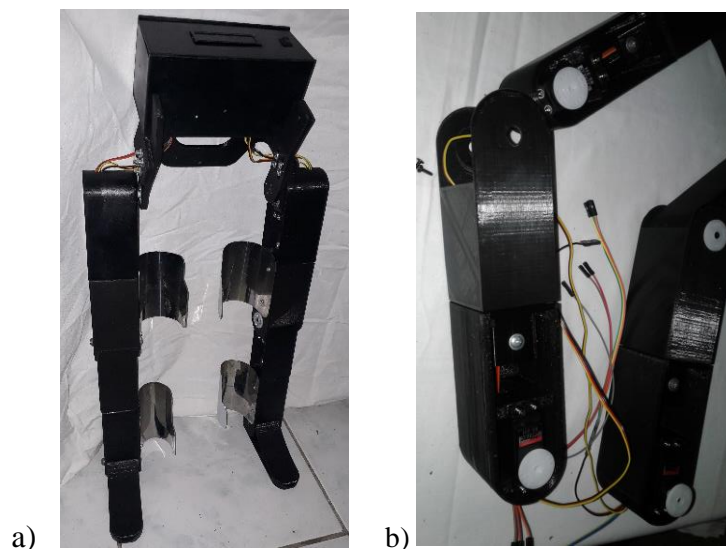


Figura 48. Acoplamiento de los actuadores eléctricos
a) Acoplamientos de motores en las piernas b) Ensamblaje final del prototipo

4.2. Construcción y ensamblaje del prototipo a escala real.

Al concluir el mecanizado de las todas las piezas se procede a ensamblar cada uno de los conjuntos que conforman la estructura del exoesqueleto de piernas con la ayuda de tornillos, pernos y tuercas con el fin obtener un buen acople de los actuadores facilitar el montaje y desmontaje del exoesqueleto. El conjunto de soporte de la cadera es el encargado de unir las dos piernas robóticas, sostener el circuito de control y las baterías véase la Figura 49.



Figura 49. Ensamblaje del soporte de la cadera

El ensamblaje de los segmentos que conforman cada pierna es similar, para lo cual se inicia ensamblado primero la articulación del tobillo, después la articulación de la rodilla y finalmente la articulación de la cadera como se muestra en la Figura 50.



Figura 50. Ensamblaje del conjunto soporte femoral

4.3. Acoplamiento de los actuadores eléctricos con el sistema mecánico.

Una vez terminado el ensamble de los eslabones quedan armada como se muestra en la Figura 51 se procede a colocar cada uno de los actuadores en la articulación respectiva y fijarlos mediante el uso de tornillos para asegurar el correcto movimiento de los mismos. Para la conexión eléctrica y electrónica ver anexo E.



Figura 51 Prototipo de exoesqueleto

Concluido el acoplamiento de los actuadores se procede a instalar los sensores en cada una de las articulaciones y realizar las conexiones eléctricas de actuadores, fuentes de poder, drivers, módulo Bluetooth y pantalla LCD hacia la tarjeta controladora véase el Anexo E.



Figura 52 Ensamble de la tarjeta controladora

El prototipo de exoesqueleto robótico de piernas se muestra en la Figura 53, una vez completado todas las etapas de calibración, depuración del programa, acoplamiento mecánico, conexión de sistema eléctrico y electrónico e instalación de correas para sostener al usuario, es necesario poner mucha atención que ningún cable o elemento mecánico interfiera con los sensores, verificar el correcto apriete de pernos y tornillos garantizando de esta forma que el algoritmo de control se ejecute de manera correcta ya que tanto mecánicamente se encuentra en posición deseada.

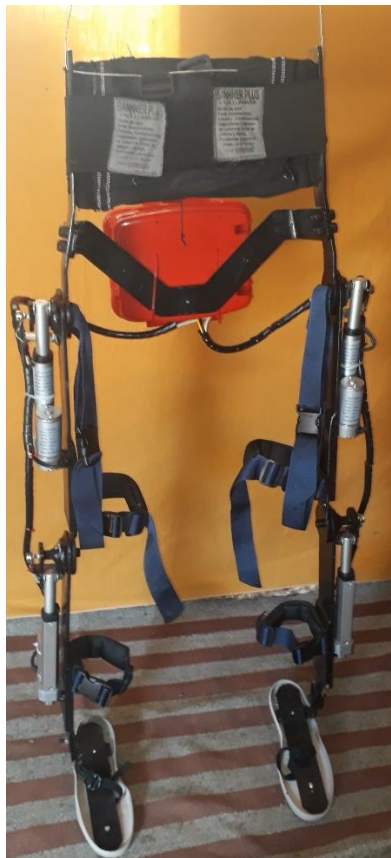


Figura 53 Exoesqueleto escala real

4.4. Implementación el sistema de control.

Para implementar el código de control para el exoesqueleto, se considera la pierna como una disposición hecha de tres conexiones. Ahora se la analiza como un robot de configuración rotacional RRR con 3 grados de libertad como se muestra en la Figura 54 para tener la capacidad de aplicar la estrategia de control de lógica difusa debido a que es un controlador avanzado y robusto el cual resulta ideal por la complejidad del sistema que posee múltiples entradas y salidas.

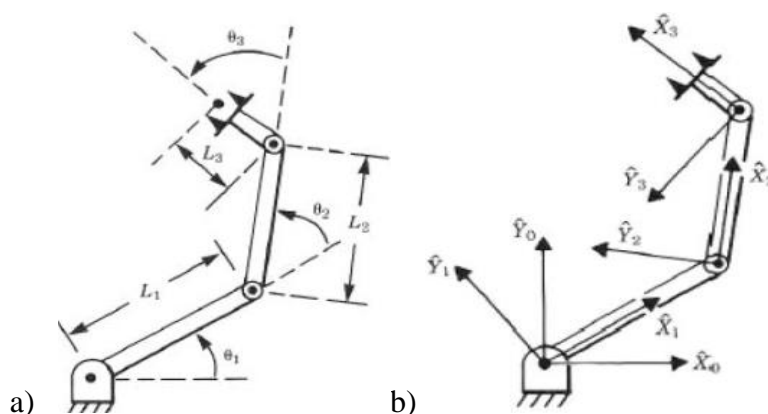


Figura 54. Ubicación de los ejes y ángulos

a) Ángulos y longitudes de los segmentos b) Ubicación de los ejes de referencia

Se establece las variables de entrada que en este caso será el error resultado de la sustracción entre el set point y el valor leído por el sensor y cuyo valor numérico puede ser positivo o negativo y oscila entre -100 y 100. Las funciones de membresía o conjuntos difusos con sus respectivos límites se encuentran descritos en la Tabla 22.

Tabla 22

Funciones de membresía de la variable de entrada error

Denominación	Significado	Límites	Forma de la función
Ng	Error negativo grande	-100, -100, -90, -80	Trapezoidal
Nm	Error negativo medio	-85, -65, -46	Triangular
Nb	Error negativo bajo	-65, -40, -20	Triangular
N	Error negativo	-42, -20, -2	Triangular
cero	Error cero	-5, 0, 5	Triangular
P	Error positivo	2, 20, 42	Triangular
Pb	Error positivo bajo	20, 40, 65	Triangular
Pm	Error positivo medio	42, 65, 85	Triangular
Pg	Error positivo grande	80, 90, 100, 100	Trapezoidal

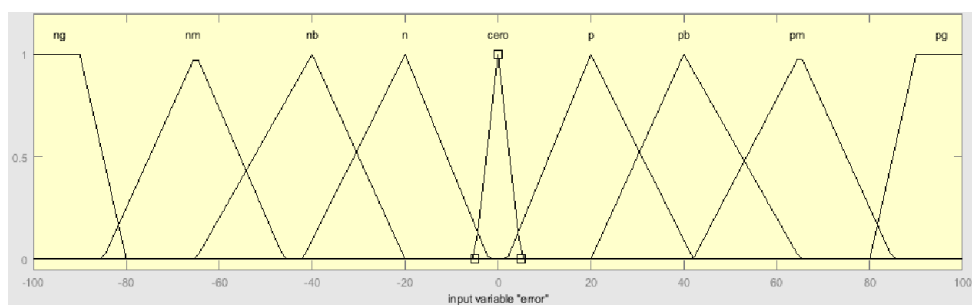
La variable de salida será el valor del ciclo PWM que para este caso se llamará potencia con un valor numérico de entre 0 a 255. Las funciones de membresía para esta variable se encuentran descritos en la Tabla 23.

Tabla 23

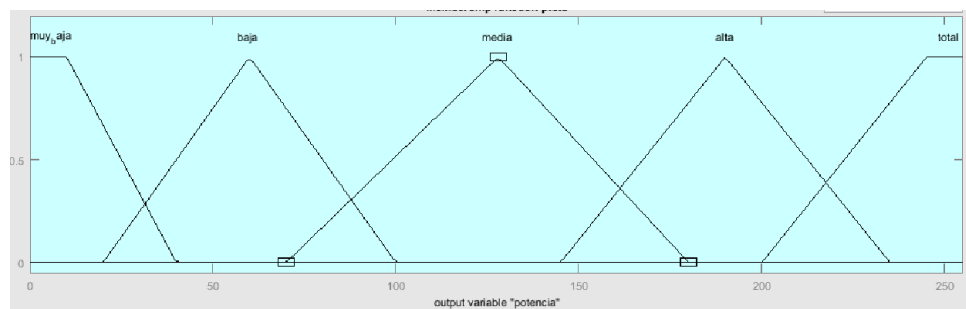
Funciones de membresía de la variable de salida potencia

Denominación	Significado	Límites	Forma de la función
muy baja	Potencia muy baja	0, 0, 10, 40	Trapezoidal
baja	Potencia baja	20, 60, 100	Triangular
media	Potencia media	70, 128, 180	Triangular
alta	Potencia alta	145, 190, 235	Triangular
total	Potencia total	200, 245, 255, 255	Trapezoidal

En la Figura 55 se grafican las funciones de membresía de la Tabla 22 y 23 para observar que los conjuntos se sobrepongan uno con otro o a su vez existan puntos que no pertenezcan a ningún conjunto.



(a)



(b)

Figura 55. Funciones de membresía
a) variable de entrada b) variable de salida

Las reglas difusas se muestran la Tabla 24 las cuales para ser implementadas en el microcontrolador es necesario separarlas en un antecedente, una consecuencia y una asignación.

Tabla 24*Tabla de inferencia difusa*

Entrada Salida	ng	nm	nb	n	p	pb	pm	pn	pg
Muy baja	0	0	0	0	1	0	0	0	0
baja	0	0	0	1	0	1	0	0	0
media	0	0	1	0	0	0	1	0	0
alta	0	1	0	0	0	0	0	1	0
total	1	0	0	0	0	0	0	0	1

1=Activación de reglas; 0= Reglas no activa

Mediante la función `FuzzyRuleAntecedent`, `FuzzyRuleConsequent` y `FuzzyRule` se asigna el antecedente, la consecuencia y la asignación de la regla difusa como se observa en la Figura 56. Este proceso se repite para cada una de las reglas de la Tabla 24 y para entrada y salida.

```

//////////Si error es CERO, entonces potencia es MUY BAJA//////////
FuzzyRuleAntecedent*si_error_es_cero = new FuzzyRuleAntecedent();
si_error_es_cero->joinSingle(cero); //Antecedente

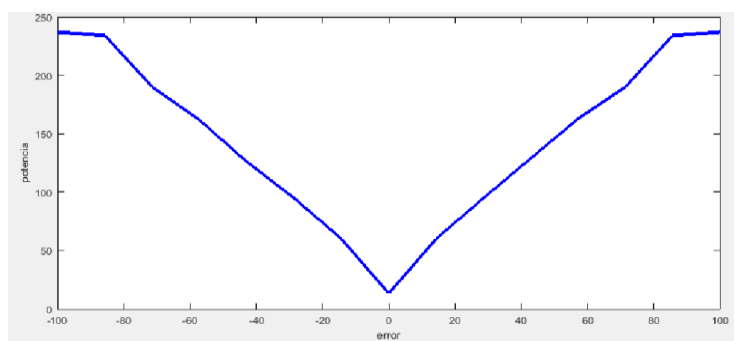
FuzzyRuleConsequent*entonces_potencia_es_muy_baja = new FuzzyRuleConsequent();
entonces_potencia_es_muy_baja->addOutput(muy_baja); //Consecuencia

FuzzyRule*regla_1 = new FuzzyRule(1, si_error_es_cero,entonces_potencia_es_muy_baja);
controlfuzzy->addFuzzyRule(regla_1); //Asignación

```

Figura 56. Código para implementar reglas difusas

Para verificar si las funciones de membresía y las reglas difusas se encuentran bien definidas se procede a implementar este ejemplo en el software Matlab con lo cual se obtiene la curva de comportamiento entre la entrada y la salida donde se observa que existe control a lo largo de toda su trayectoria como se muestra en la Figura 57.

**Figura 57.** Curva de comportamiento entre la entrada y la salida

4.4.1. Recepción de la función de mando.

La función de mando es elegida por el usuario y enviada inalámbricamente por comunicación bluetooth entre un dispositivo que puede ser un teléfono móvil o un reloj smartwatch y un módulo bluetooth HC-05 conectado por puerto serial a la tarjeta controladora Arduino.

En la Figura 58 se indica el diagrama de flujo para implementar el código cuya tarea es recibir y procesar la función de mando enviada por el mando remoto hacia la tarjeta controladora

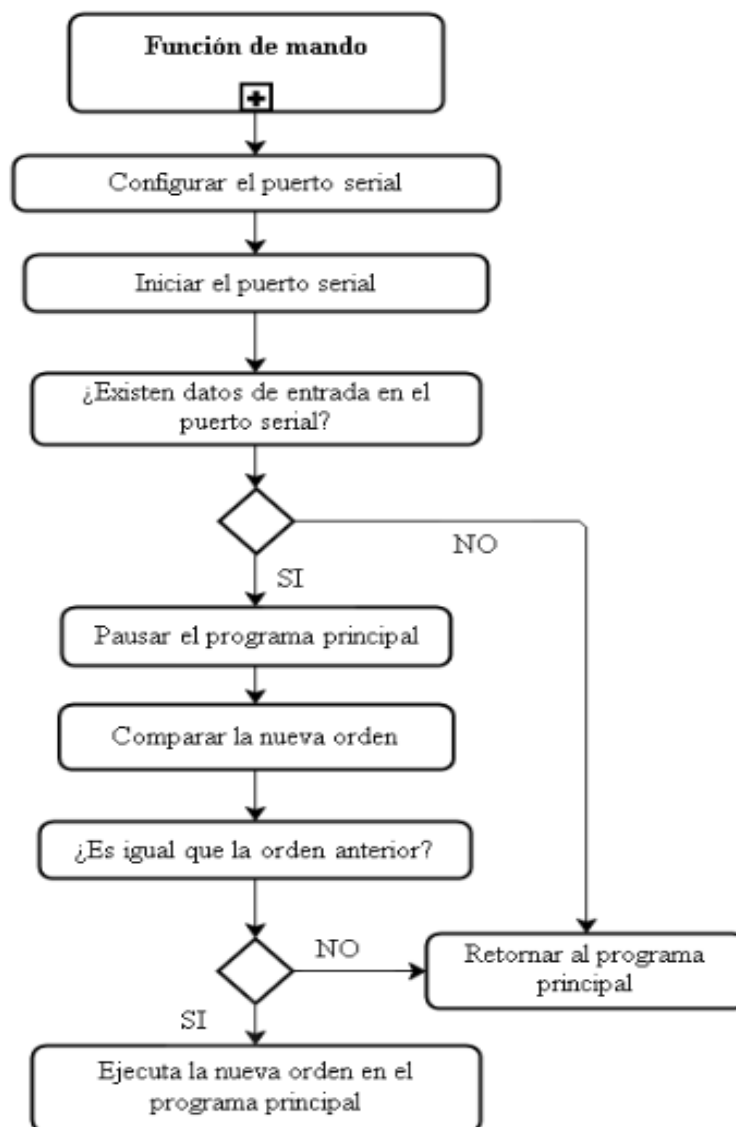


Figura 58. Diagrama de flujo para la recepción de la función de mando

4.4.2. Entrada de datos y lectura de sensores

El valor de ángulo obtenido por los sensores ubicados en las articulaciones es leído por medio de entradas analógicas en la tarjeta Arduino. Estos valores analógicos son convertidos a valores digitales y posteriormente escalados a un valor de 0 a 180 para facilitar su manejo en el programa principal. En la Figura 59 se describe el diagrama de flujo para implementar el respectivo código en la tarjeta controladora.

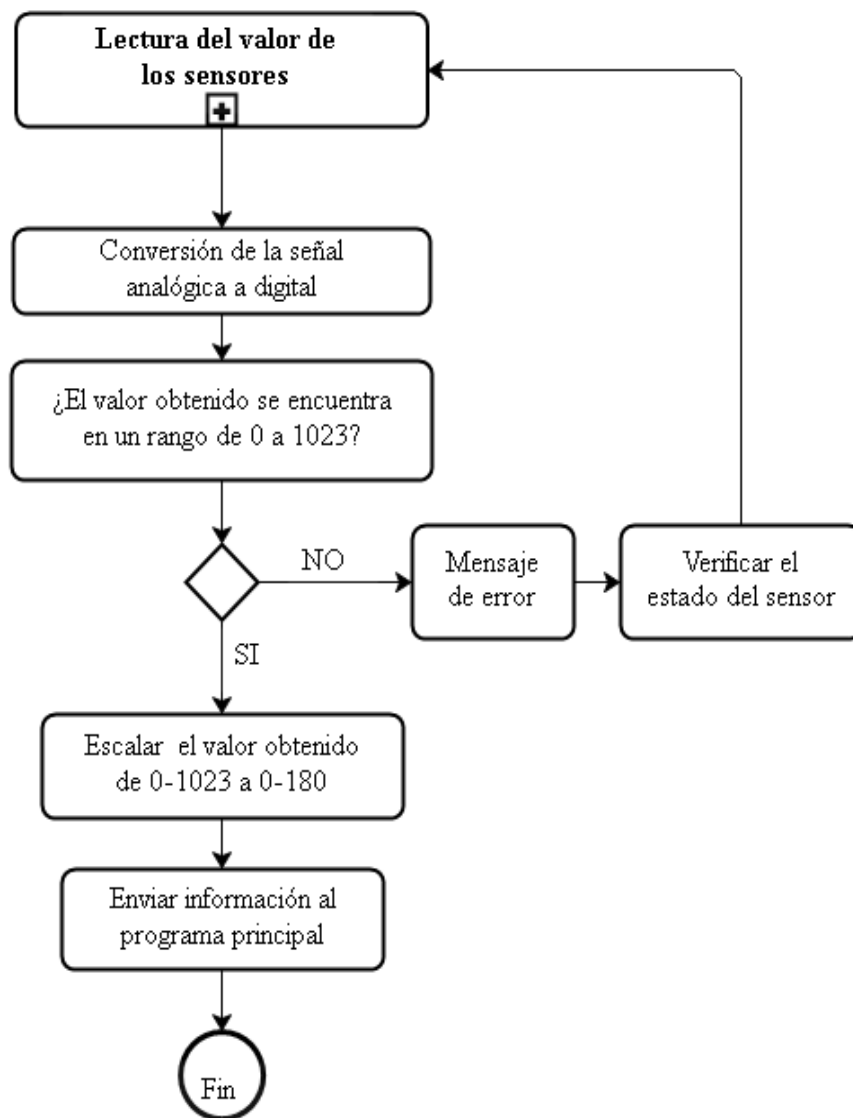


Figura 59. Diagrama de flujo para la lectura de los sensores

El fragmento de código mostrado en la Figura 60 se asigna el valor obtenido por una entrada analógica a una variable de tipo entero y posteriormente se escala de 0-1023 a -150 - +150. Se repite el mismo proceso para los sensores restantes.

```
//lectura de sensores
sensor_cad_r = analogRead(A1); //lectura de sensor de la cadera lado derecho
sensor_cad_r = map(sensor_cad_r, 0, 1023, -150, 150); //escalamiento del valor leído de voltaje a grados °
sensor_rod_r = analogRead(A2); //lectura de sensor de la rodilla lado derecho
sensor_rod_r = map(sensor_rod_r, 0, 1023, -150, 150);
```

Figura 60. Código de lectura de sensores

4.4.3. Programa principal del sistema de control

Para realizar el programa principal es necesario insertar las respectivas librerías para el manejo de la LCD, comunicación serial, Fuzzy Logic y de funciones trigonométricas. En el Anexo G se encuentra el código de control para el exoesqueleto.

La iniciación del puerto serial para la comunicación inalámbrica entre el modulo bluetooth HC-05 y la placa Arduino se establece a una velocidad de transmisión de datos de 115200 baudios mediante la línea de código mostrada en la Figura 61.

```
Serial.begin(115200);
Serial2.begin(9600);
```

Figura 61. Velocidad de transmisión de datos de forma serial

El valor de la señal de control para cada articulación se obtiene y se guarda en un array que posteriormente es llamado y leído. Los actuadores se encuentran inicializados a una posición de 0° debido a que el rango de movimiento de los ángulos en cada articulación durante el ciclo de marcha humana varía desde un valor positivo a un valor negativo y viceversa como se observa en la Figura 62.

```
//PWM en estado de standby
analogWrite(pwm_der_1, 0);
analogWrite(pwm_der_2, 0);
analogWrite(pwm_izq_1, 0);
analogWrite(pwm_izq_2, 0);
```

Figura 62. Código para la posición inicial de los actuadores

Al modificar el valor de la variable denominada tiempo mostrada en la Figura 63 se controla la velocidad de cadencia de la marcha humana para ambas piernas.

```
if (i <= 125)
{
    sp_cad_r = hip_r[i];
    sp_rod_r = knee_r[i];
    sp_cad_l = hip_l[i];
    sp_rod_l = knee_l[i];
    i++;
    delay(tiempo);
    standby = 0;
}
if(i > 125) i = 0;
```

Figura 63. Bucle de velocidad de cadencia de marcha humana

En el Anexo H contiene la información necesaria por medio de un diagrama de flujo para implementar el código en el programa principal, donde se muestra la secuencia para insertar librerías, declarar e inicializar variables, llamar a cada una de las funciones a programarse y la visualización de datos.

CAPÍTULO V

PRUEBAS Y RESULTADOS

Este capítulo trata sobre las pruebas y simulaciones realizadas para validar el prototipo de exoesqueleto de piernas, se describe la simulación de movimiento del prototipo virtual, la simulación de la marcha del cuerpo humano virtual para obtener graficas de curvas de movimiento y la obtención de datos experimentales de movimiento tanto del prototipo real como del a escala, con el fin de comparar los datos experimentales con los datos obtenidos por simulación.

5.1. Desarrollo de la prueba experimental del exoesqueleto a escala 1:3 sin carga.

Se estable como requerimiento para poder realizar esta prueba que según investigación bibliográfica la cadencia de marcha de una persona normal sin patologías o problemas motrices en sus extremidades inferiores es de 80 pasos por minuto. Por cual el prototipo es puesto en funcionamiento ejecutando la función de caminar hacia adelante hasta que se ejecuten los 80 pasos.

- **Paso 1 Exoesqueleto en posición vertical**

Mediante el mando remoto seleccionar la función levantarse para que el prototipo se ubique en posición vertical sobre una superficie lisa sin obstáculos.

- **Paso 2 Lectura de datos**

Conectar mediante comunicación inalámbrica bluetooth el prototipo y la PC para obtener y guardar los datos enviados por la tarjeta controladora Arduino de cada uno de los sensores.

Para ejecutar la orden de control se realiza una aplicación para dispositivos móviles compatible con el sistema operativo Android y que posean conexión vía bluetooth como se muestra en la Figura 64, en dicha aplicación se encuentra programada las funciones de caminar hacia adelante, levantarse, sentarse y estar de pie que será enviadas inalámbricamente hacia la tarjeta controladora.

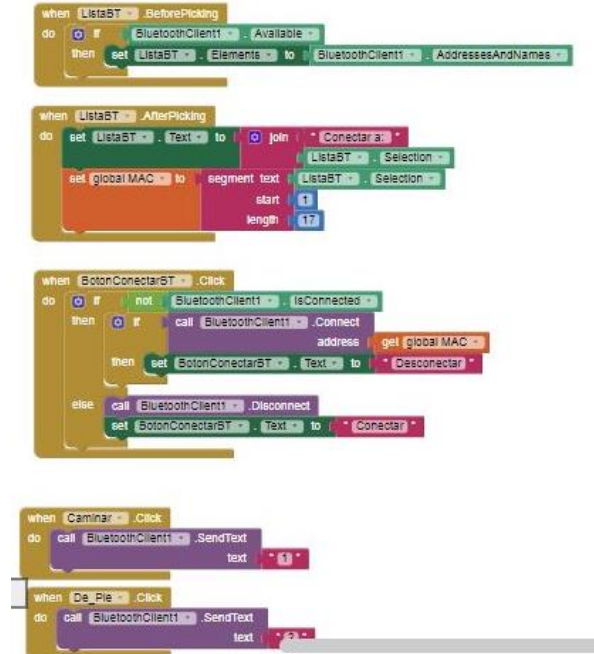


Figura 64. Diagrama de bloques de la aplicación

En la Figura 65 se visualizan los comandos programados a realizar el exoesqueleto de miembros inferiores. Donde se seleccón el módulo bluetooth HC-05 de la placa controladora para vincularlo e conectarse seguidamente se escoge la función a ejecutar.



Figura 65. Visualización de la aplicación

- **Paso 3 Ejecución del ciclo de marcha**

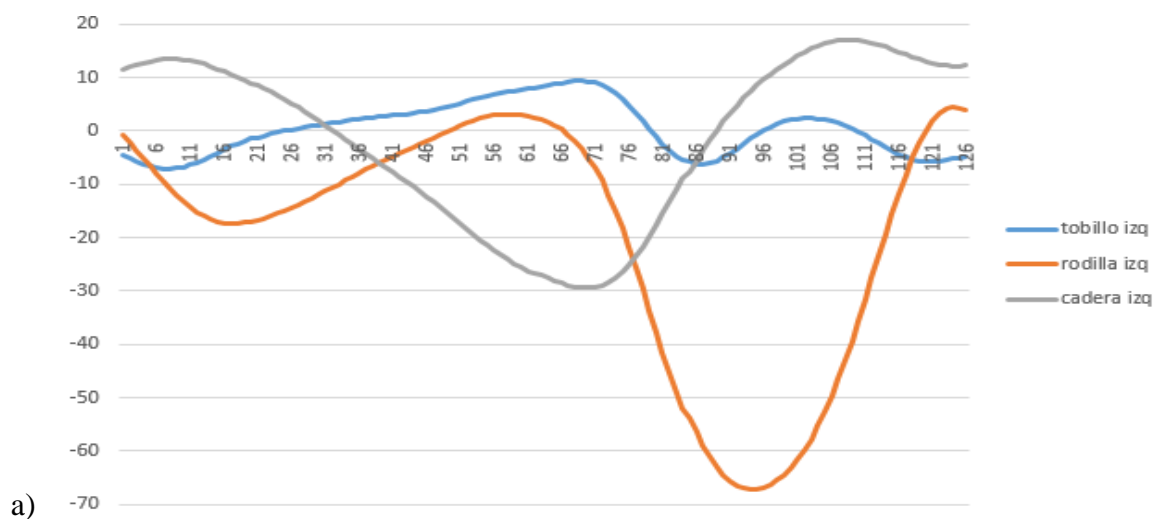
Mediante el mando remoto seleccionar la función caminar, por cual el prototipo es puesto en funcionamiento ejecutando la orden de caminar hacia adelante hasta que se ejecuten los 80 pasos o se cumpla un minuto desde que inicia la marcha. Con el fin de conocer el tiempo que tarda el prototipo en dar los 80 pasos o por lo contrario saber la cantidad de pasos que ha ejecutado en el lapso de un minuto.

- **Paso 4 Tabulación de datos**

Los datos obtenidos son graficados mediante un software con el objetivo de obtener las curvas que se producen en la cada articulación. Debido a que cada paso que se ejecuta durante el ciclo de marcha es repetitivo produce que la forma en las curvas sea periódica, por lo cual se busca distorsiones en dichas formas que revelen los pasos ejecutados de forma incorrecta o a su vez que existió alguna irregularidad en la superficie del piso lo que perturbo el ciclo de marcha.

5.2. Datos de las pruebas experimentales del exoesqueleto a escala 1:3 sin carga.

La información con los valores de los ángulos de cada articulación es enviada mediante comunicación bluetooth desde la placa Arduino hacia el computador, esta información fue tabulada mediante Excel obteniéndose las siguientes gráficas que se muestran en las Figuras 66.



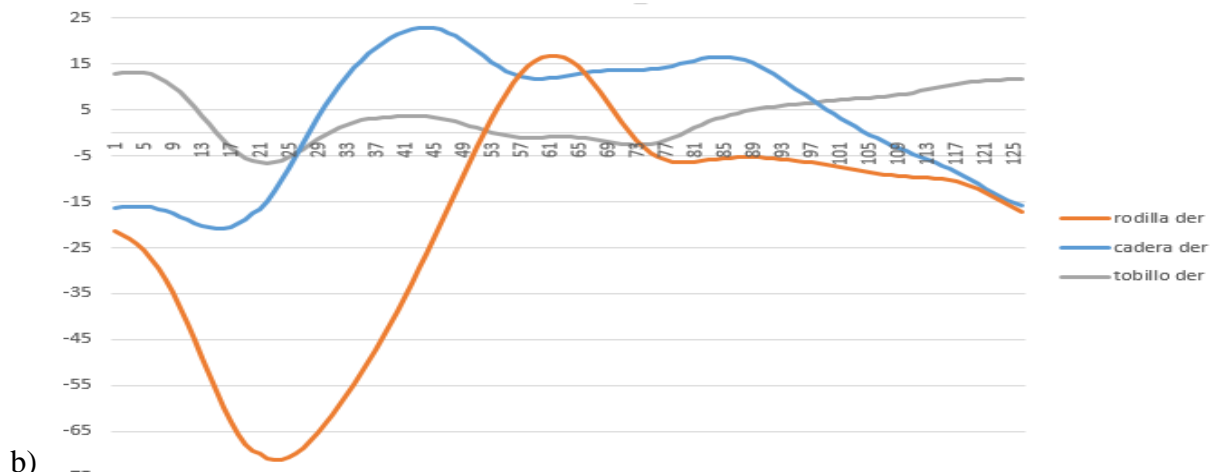


Figura 66. Curva del ángulo obtenido experimentalmente de la pierna
a) Derecha b) Izquierda

5.3.Datos experimentales del exoesqueleto a escala real sin carga

Con el prototipo a escala real se sigue cada uno de los pasos que se plantearon para realizar las pruebas en el prototipo a escala 1:3 con lo cual la información con los valores de los ángulos de cada articulación es enviada mediante comunicación bluetooth desde la placa Arduino hacia el computador, esta información es tabulada mediante Excel obteniéndose las siguientes gráficas que se muestran en las Figuras 67 y 68.

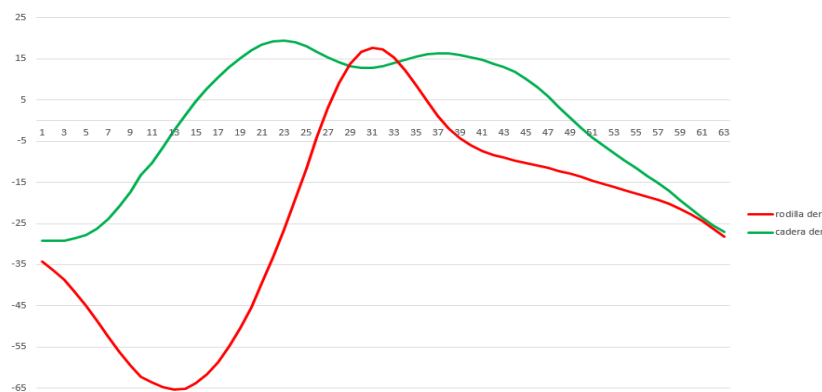


Figura 67. Curvas de la pierna derecha

Al observar las curvas de los ángulos obtenidos tanto de la pierna izquierda y de la pierna derecha, la forma de las trayectorias de movimiento de la cadera y rodilla son similares a las gráficas obtenidas en simulación y las del prototipo a escala 1:3.

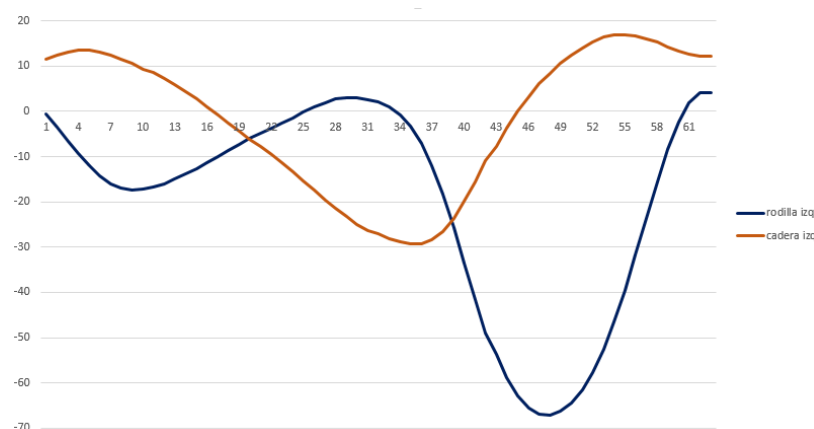


Figura 68. Curvas de la pierna izquierda

5.4. Datos experimentales del exoesqueleto a escala real con carga

Para obtener los datos del exoesqueleto a escala real con carga se sigue el procedimiento del prototipo a escala 1:3 con la diferencia de que el exoesqueleto debe comenzar ejecutándose la función para sentarse con el fin de sujetar al usuario con se observa en la Figura 69 al con el arnés al exoesqueleto.



Figura 69. Usuario con paraplejia con el exoesqueleto
 a) Exoesqueleto en posición sentado b) Exoesqueleto en posición vertical

La información obtenida es transmitida inalámbricamente hacia el computador, se procesa y se muestra en las Figuras 70 y 71.

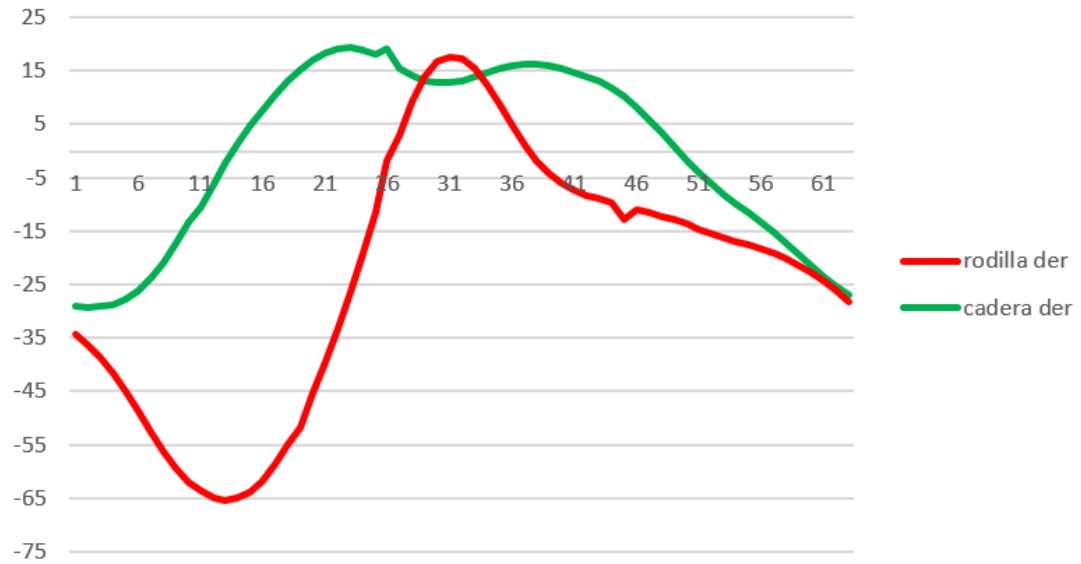


Figura 70. Curvas de la pierna derecha exoesqueleto con carga

Se observa en las figuras que existen pequeñas perturbaciones en las trayectorias de los ángulos en cada una de las articulaciones, estas son producto de que el usuario no puede balancear su peso en la estructura como sucedería si fuera una persona sana, estas distorsiones no son grandes por lo tanto el sistema de control puede corregir rápidamente las mismas.

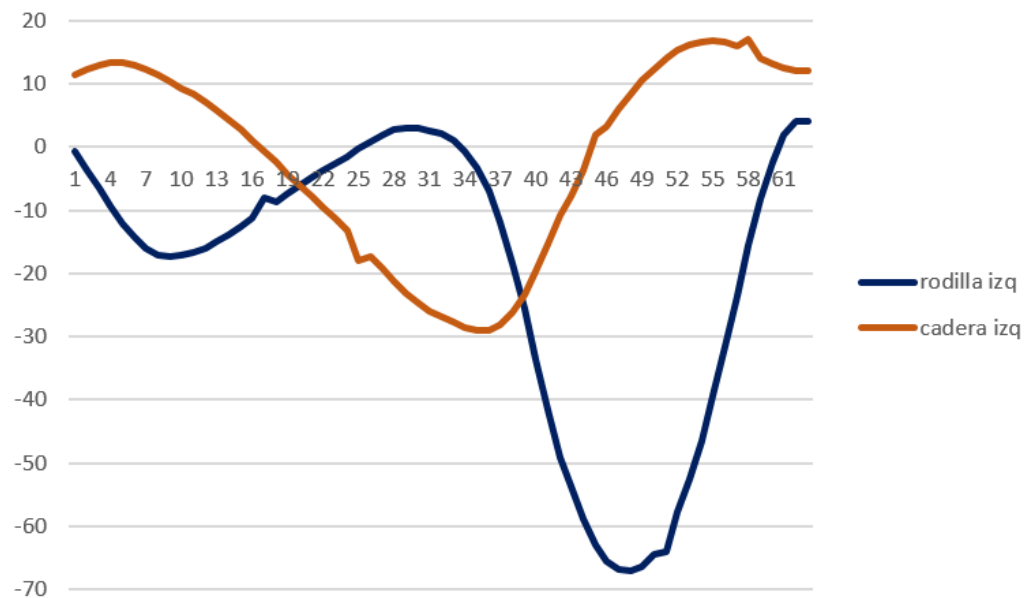


Figura 71. Curvas de la pierna izquierda exoesqueleto con carga

5.5. Simulación de movimiento del exoesqueleto mediante el software Adams.

Por medio del software Adams se simula el comportamiento del exoesqueleto a tamaño real como se observa la Figura 72, en el cual se analiza las trayectorias de los eslabones que conforma la pierna con el fin de obtener la información sobre el comportamiento de los ángulos en cada articulación. Para poder realizar la simulación en Adams es necesario exportar el archivo del ensamblaje del exoesqueleto desde el software CAD que se haya utilizado para modelar y ensamblar a formato .adm que es una extensión válida para realizar la simulación en Adams.

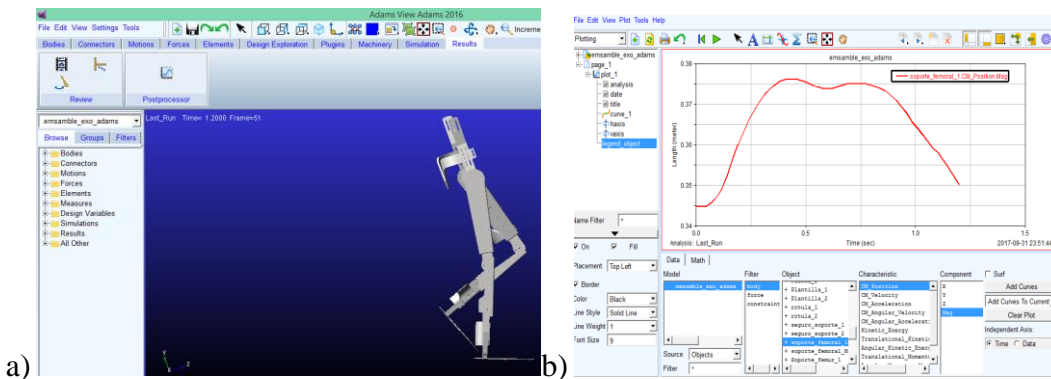


Figura 72. Simulación del prototipo de en Adams

a) Simulación de las trayectorias de movimiento del prototipo b) Curvas de movimiento obtenidas

Las curvas obtenidas de los ángulos de cada articulación se muestran en la sección para su respectivo análisis y comparación.

5.6. Simulación virtual de la marcha humana en OpenSim.

Mediante Opensin se realiza la simulación del ciclo de marcha humana. OpenSim es una plataforma que permite observar y simular en 3D el esqueleto humano agregando movimientos naturales que puede efectuar el cuerpo humano. Para la obtención de las gráficas de cada uno de los grados de libertad sobre el plano sagital, se carga el movimiento correspondiente a la marcha humana en el modelo tridimensional, permitiendo así que este emule virtualmente la marcha humana.

Para la simulación de la marcha humana, se introduce datos de masa total cuerpo humano, velocidad promedio de la marcha, si tiene alguna patología o problema motriz. En la Figura 73 se muestra la trayectoria de los 6 grados de la libertad de todo el ciclo de la marcha.

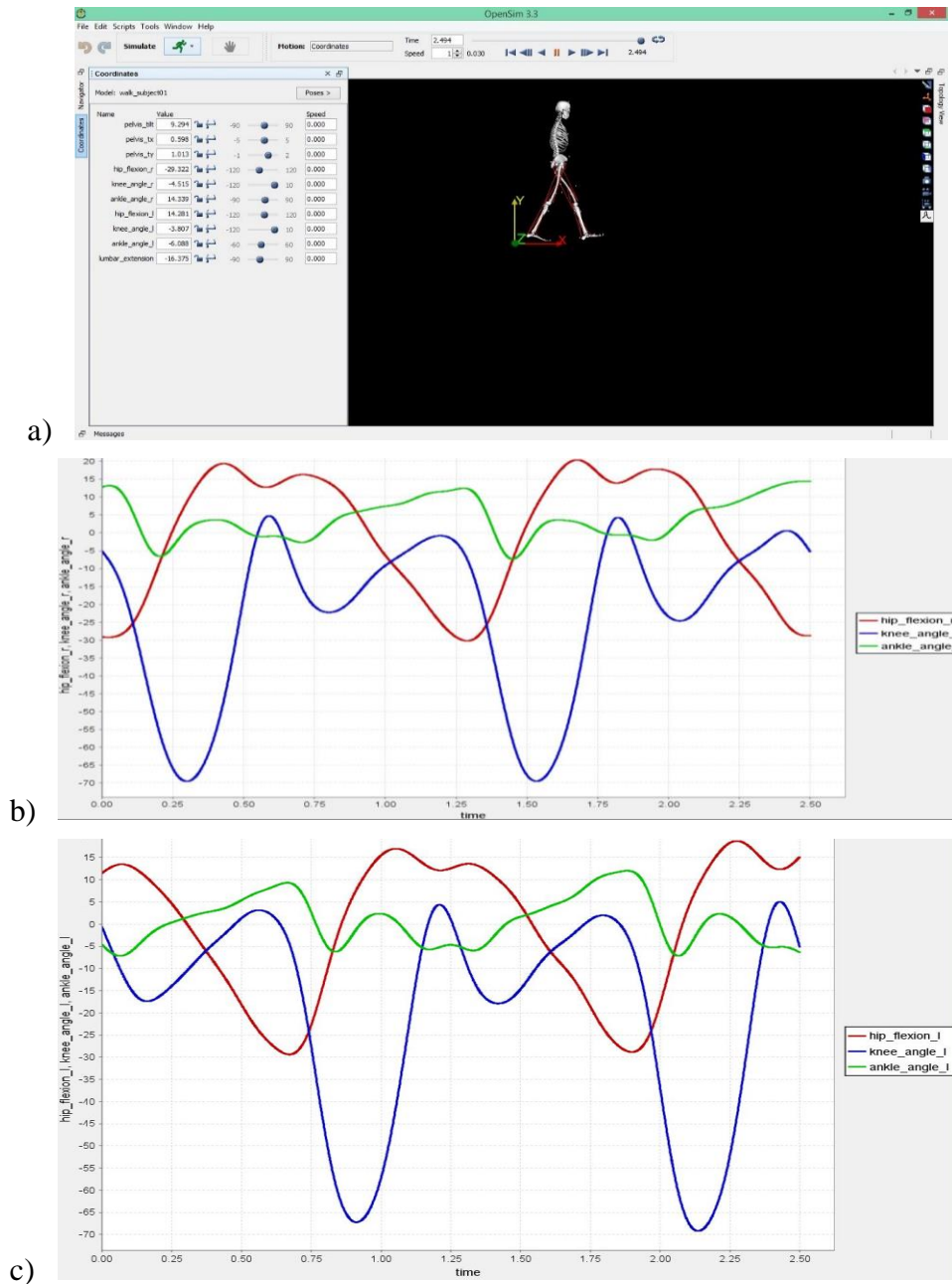


Figura 73. Trayectoria de las articulaciones del ciclo de la marcha
 a) Cuerpo humano virtual b) Ángulos de movimiento pierna derecha c) Ángulos de movimiento de la pierna izquierda

5.7. Análisis de resultados

Cada una de las gráficas obtenidas por simulación y experimentalmente son analizadas y comparadas por separado según la articulación tanto de la pierna izquierda como de la pierna derecha.

5.7.1. Cadera

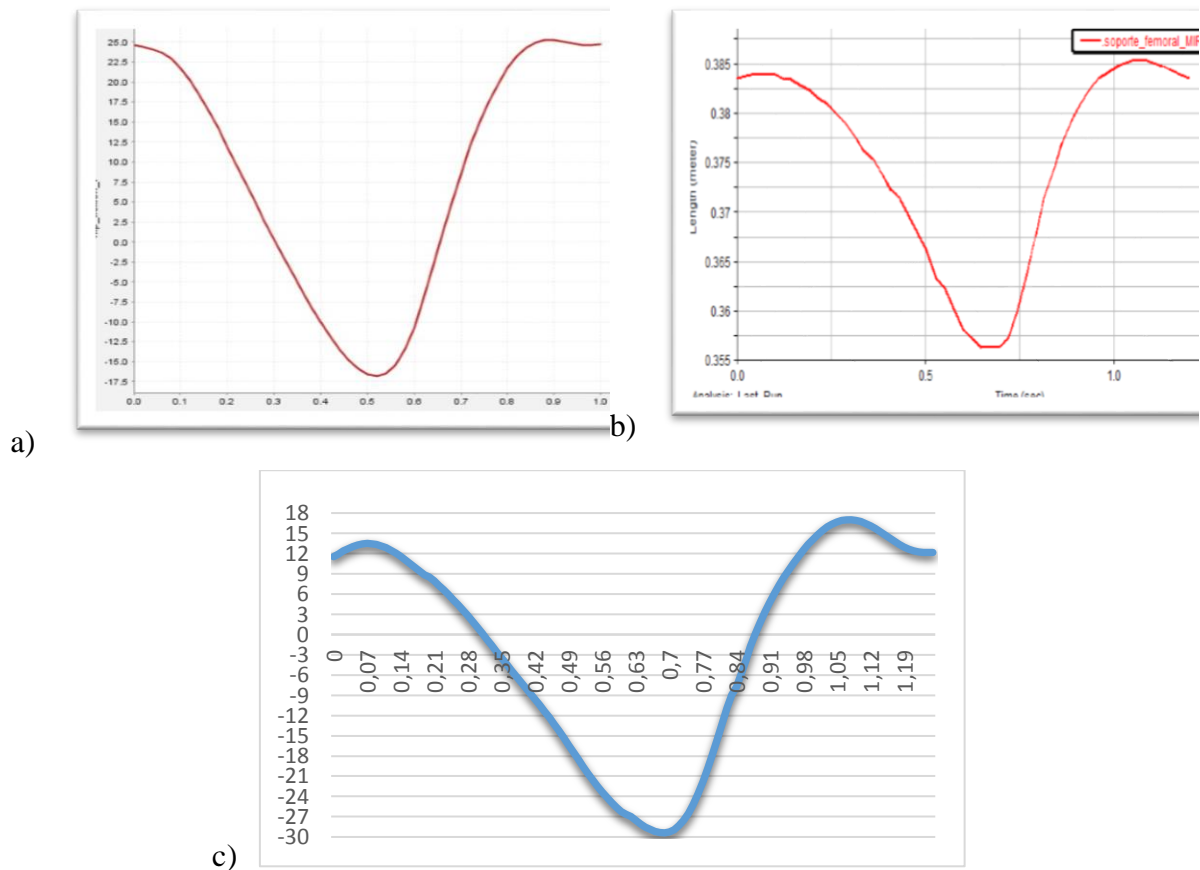


Figura 74. Curva del ángulo de la cadera lado izquierdo en el ciclo de marcha:

a) Simulación en OpenSim b) Simulación en Adams c) Experimental

Al observar y comparar cada una de las curvas de las Figuras 74 y 75, se aprecia que las tres guardan similitud entre ellas, la gráfica de los datos obtenida experimentalmente ya sea del prototipo a escala 1:3 y del prototipo a escala real con y sin carga de la cadera del lado derecho y la cadera del lado izquierdo por lo que las articulaciones de la cadera se mueve correctamente.

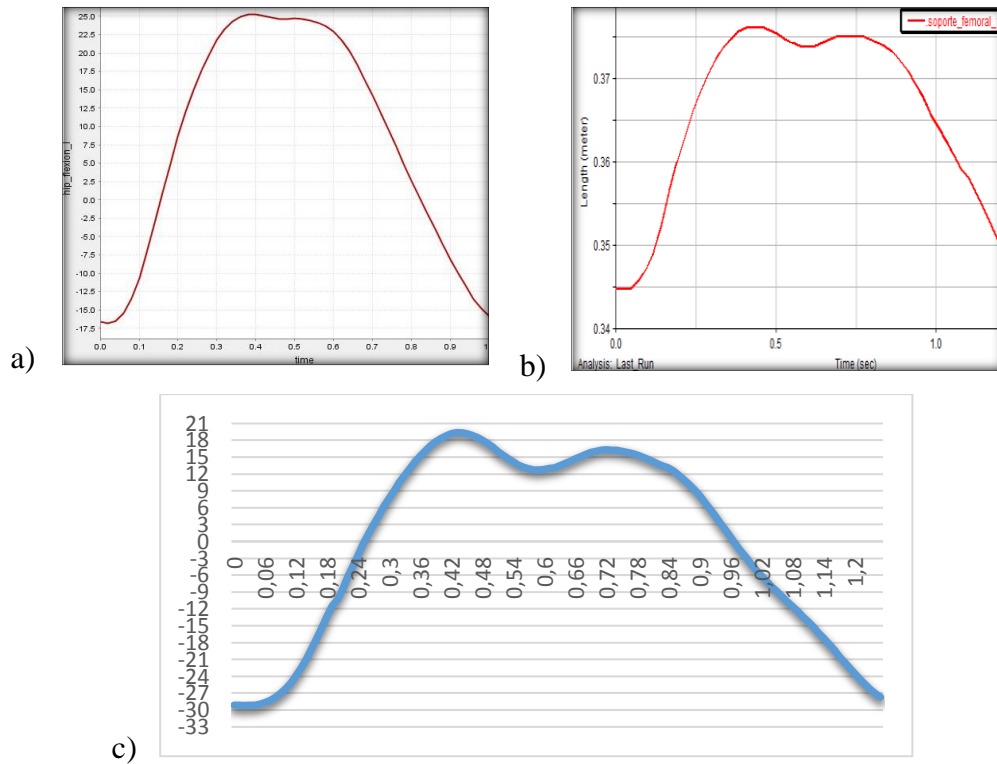
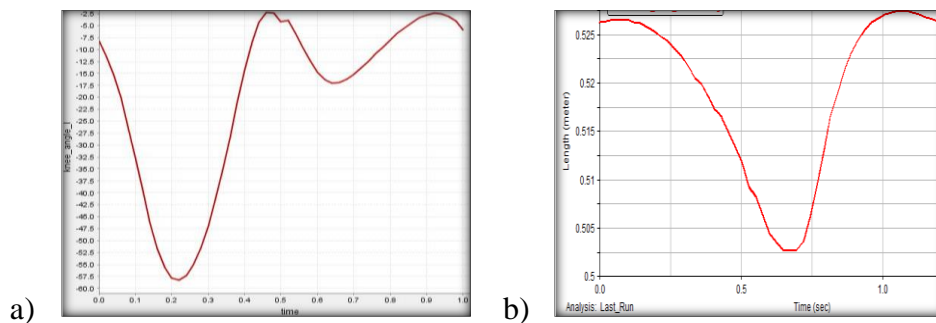


Figura 75. Curva del ángulo de la cadera lado derecho en el ciclo de marcha:
 a) Simulación en OpenSim b) Simulación en Adams c) Experimental

5.7.2. Rodilla

La rodilla cuenta con dos grados de libertad de movimiento esto es flexión-extensión y el de rotación sobre el eje longitudinal de la pierna. Para la simulación se consideró la rotación solo en el plano sagital. Y al comparar las gráficas se aprecia una considerable similitud, existe una pequeña diferencia debido a que la rodilla es el punto crítico del exoesqueleto pues es en esta articulación donde se concentran la mayor cantidad de esfuerzos y la que más se mueve durante el ciclo de marcha sin embargo se hace un seguimiento correcto de la referencia.



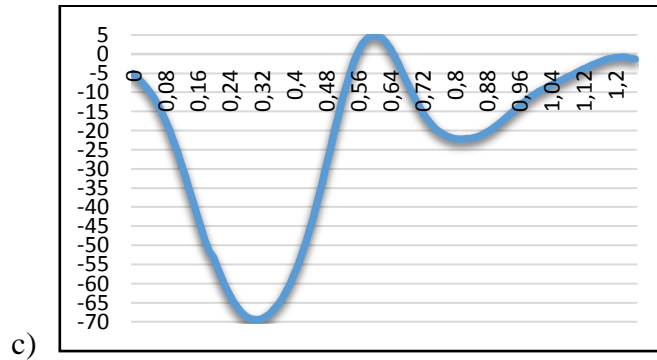


Figura 76. Graficas de la rodilla derecha
a) OpenSim b) Adams c) Experimentalmente

Las curvas de las Figuras 76 y 77 son las trayectorias obtenidas experimentalmente representan la respuesta del exoesqueleto una vez se implementado el control. Dichas trayectorias presentan un error mínimo estas oscilan son debido a las vibraciones generadas por la estructura del exoesqueleto y variación en la superficie del piso.

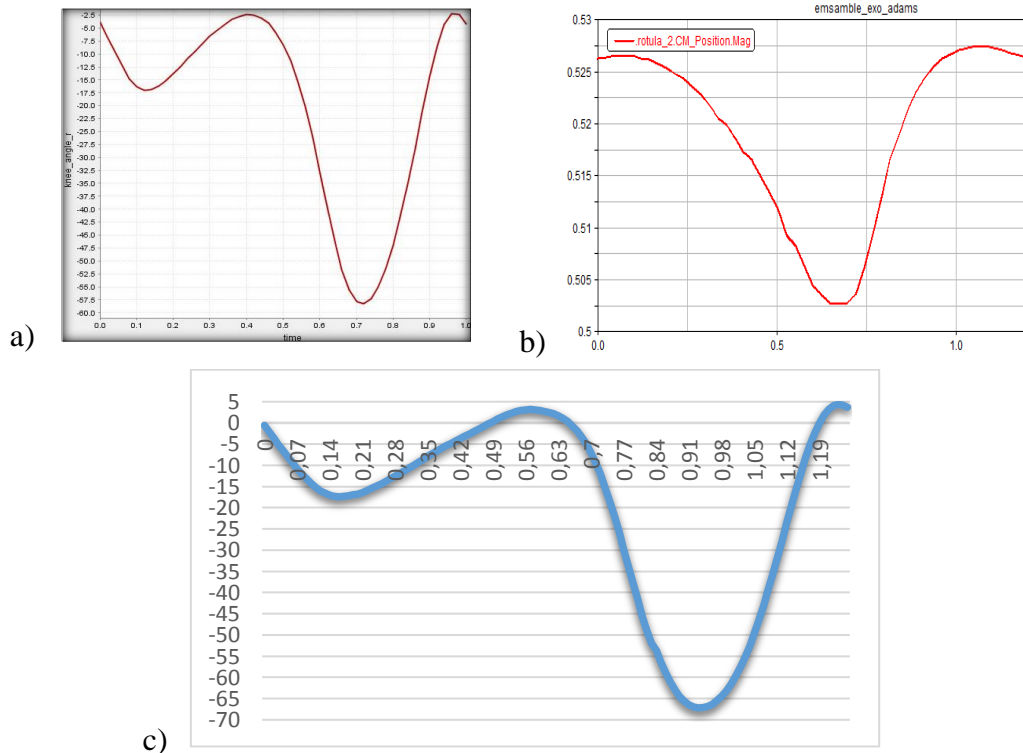


Figura 77. Graficas de la rodilla izquierda
a) OpenSim b) Adams c) Experimentalmente

5.8. Validación de la hipótesis

5.8.1. Método Chi-cuadrado

Para comprobar la hipótesis establecida en el proyecto se usa la prueba estadística del Chi-cuadrado, la cual se utiliza para probar hipótesis relacionadas con la diferencia entre el conjunto de frecuencias observadas en una muestra y el conjunto de frecuencias teóricas y esperadas de la misma muestra.

Lo primero que se debe realizar es fijar la hipótesis nula (Ho) y la hipótesis de alternativa (H1).

- Ho: el diseño biomecánico e implementación de un prototipo de exoesqueleto de extremidades inferiores a escala no cumplirá con el ciclo de marcha humana.
- H1: el diseño biomecánico e implementación de un prototipo de exoesqueleto de extremidades inferiores a escala cumplirá con el ciclo de marcha humana.

$$X^2 = \frac{\sum(f_e - f_o)^2}{f_e} \quad \text{Ec. 24}$$

Tabla 25

Cálculo de frecuencia deseada del ciclo de marcha

Ciclo de marcha					
Movimiento	Aciertos	f_e	Desaciertos	f_e	Total
Flexión	75	79.02	45	40.97	120
Extensión	60	55.97	25	29.02	85
Total	135		70		205

Se trata de la razón entre la sumatoria de los cuadrados de las diferencias entre las frecuencias esperadas (f_e) y las frecuencias observadas (f_o) respecto de las frecuencias esperadas (f_e). Como toda razón, expresa una proporción; en este caso, la proporción entre las distancias observadas

(elevadas al cuadrado) y las frecuencias esperadas los cálculos se desarrollan en las Tablas 25 y 26.

Tabla 26

Chi cuadrado: tabla de contingencia

Ciclo de marcha					
Combinaciones	Frecuencia observada	Frecuencia esperada	$(f_e - f_o)$	$(f_e - f_o)^2$	$\frac{(f_e - f_o)^2}{f_e}$
Acierto Flexión	75	79.02	-4.02	16.24	0.21
Desacuerdo Flexión	45	40.97	4.03	16.24	0.36
Acierto extensión	60	55.97	4.03	16.24	0.24
Desacuerdo Flexión	25	29.02	4.03	16.24	0.65
					1.46

$$(X^2c) = 1.46$$

$$G_1 = (f - 1)(c - 1)$$

$$G_1 = (2 - 1)(2 - 1) \quad G_1 = 1$$

Con los grados de libertad calculados y un nivel significativo de 0,05 se busca en el Anexo D, que se refiere a la distribución de Chi-cuadrado, obteniendo así un valor de 3,841 para (Xt) .

El valor calculado es 1.46 y es menor al valor de la tabla que es 3,841; por lo tanto se acepta la hipótesis de que el diseño biomecánico e implementación de un prototipo de exoesqueleto de extremidades inferiores a escala cumplirá con el ciclo de marcha humana con lo cual se puede utilizar como punto de partida para implementar un prototipo de exoesqueleto que pueda ser utilizado por una persona con paraplejia.

5.9. Análisis técnico económico.

Se indica el costo de este proyecto se muestran en la Tabla 27 y 28 donde se mencionan todas las partes constitutivas del exoesqueleto, desde las piezas para su construcción, el material eléctrico

y electrónico que permiten el control, el costo de la mano de obra en la manufactura y acoplado de ciertas piezas, el costo de ingeniería en función de las horas efectivas de trabajo invertidas en el desarrollo del exoesqueleto. También se consideró que los programas utilizados no son originales por lo que no fue necesario incluir el costo de la licencia original para este proyecto.

Tabla 27

Costo de materiales eléctricos y electrónicos

Cantidad	Artículo	V. unitario	V. total
4	Actuadores	120	480
1	Cargado y batería LiPo	130	130
2	Drivers	30	60
2	Bluetooth	10.2	20.4
1	Arduino mega 2560	57.6	57.6
1	LCD 16x2	18	18
1	Circuito impreso	38.4	38.4
1	Elaboración prototipo	500	500
TOTAL			\$ 1304.4

Para la elaboración del prototipo se ha trabajado 600 horas de ingeniería por lo que tiene un costo de \$600

Tabla 28

Costo de material impreso para el prototipo a escala 3D

Cantidad	Artículo	V. unitario	V. total
4	Actuadores	25	100
1	Cargado y batería LiPo	130	130
2	Drivers	15	30
2	Bluetooth	10.2	20.4
1	Arduino mega 2560	57.6	57.6
1	LCD 16x2	18	18
1	Circuito impreso	39	39
1	Elaboración prototipo 3D	645	645
TOTAL			\$ 1040.0

En resumen se tiene:

- Costo de elaboración del prototipo: \$ 1304.4
- Costo de elaboración prototipo 3D: \$ 1040.0
- Costo de ingeniería: \$ 600
- Costo total: \$ 2944.4

5.10. Trabajos a futuro

Utilizando los resultados obtenidos en este proyecto como punto de partida se puede implementar un prototipo de exoesqueleto de extremidades inferiores a escala real con la certeza de que realizará de forma correcta con el ciclo de marcha humana sin producirse interferencias mecánicas.

Cambiar el sistema de control y tipo de sensores para que el exoesqueleto pueda ser usado para amplificación de fuerza o para rehabilitación.

Implementar un sistema de control para mantener en equilibrio giroscópico el exoesqueleto con el fin de que siempre permanezca erguido, evitando la utilización de muletas para que las extremidades superiores queden libres y el usuario las pueda utilizar para realizar otras tareas.

Utilizar la tecnología disponible en el mercado para crear aplicaciones en dispositivos móviles como por ejemplo un Smartwatch que permitan controlar de forma remota las funciones del exoesqueleto y a la vez mantener un constante monitoreo del estado del mismo.

CONCLUSIONES

- Se logró mediante la implementación del prototipo a escala real ayudar a la movilidad de personas con paraplejia con un nivel de lesión T10 a T12 y L1 a L5 las cuales poseen fuerza abdominal y control en sus manos, dedos, hombros, cabeza y cuello y L1 a L5 que además tiene un leve movimiento en su cadera y rodillas y que cumplan con un peso máximo de 80Kg, una estatura mínima de 1.6m y una estatura máxima de 1.75m para otros valores de peso y estatura se debe rediseñar la estructura.
- El estudio antropomórfico de la biomecánica del cuerpo humano fue indispensable para la definición de variables tales como dimensiones morfológicas, masa de las extremidades inferiores del cuerpo humano, grados de libertad, rangos de movimiento de las articulaciones dándose como resultado ecuaciones antropomórficas en función de la estatura y peso de la persona.
- Se obtuvo un modelo matemático de las extremidades inferiores que satisface las condiciones de movimiento de la misma, al aplicar la ecuación obtenida en Matlab se obtiene como resultado el torque o par mínimo necesario para mover cada articulación de la pierna el cual sirve para seleccionar los actuadores más adecuados.
- Mediante el modelado y simulado en un software CAD se logró verificar y validar las trayectorias de movimiento en el plano sagital que es donde actúan la mayoría de movimientos y fuerzas del miembro inferior obteniéndose un prototipo funcional que cumple con el ciclo de marcha sin interferencias mecánicas en su estructura.
- Con la utilización de un software especializado se logró seleccionar el material más adecuado para la estructura del exoesqueleto y mediante su simulación en un software CAD, se verificó que el material seleccionado cumple con las especificaciones de diseño.
- En el método de control difuso o Fuzzy Logic implementado dentro sistema embebido (Arduino) y utilizando la librería eFFF (Embedded Fuzzy Logic Library) se determinó que si se introduce un número superior a 20 reglas difusas el controlador tiende ser inestable por pequeños intervalos de tiempo provocando que funciones ordenadas por el usuario no se ejecuten correctamente.

- Se validó el correcto funcionamiento del prototipo a escala real tanto por medio de simulación como por la implementación de un prototipo a escala 1:3 en cual se realizó pruebas de movimiento y otro a escala real en el que además se realizaron pruebas de movimiento en personas con paraplejia.

RECOMENDACIONES

- Se recomienda no exceder los límites de peso de 80kg del usuario o la estatura máxima de 1.75m debido a que causaría desperfectos mecánicos o daños al usuario.
- Si la estructura del exoesqueleto es fabricada en un material más ligero y resistente se alarga la duración de las baterías y actuadores además de que da la posibilidad de soportar a usuarios con una mayor cantidad de peso sin causar daños a los actuadores del prototipo.
- Si se deseara utilizar el prototipo para personas con una mayor cantidad de peso máximo establecido en este diseño, se recomienda cambiar los actuadores por otros de mayor torque aunque disminuye su velocidad de movimiento.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Ardila, J., & Escarpeta, J. (2015). Modelo matemático y herramienta de simulación de exoesqueleto activo de cinco segmentos. *Revista Científica Guillermo de Ockham*, 10(2). Recuperado el 26 de 02 de 2018, de <http://revistas.usb.edu.co/index.php/GuillermoOckham/article/view/597/397>
- Arduino. (2018). *ARDUINO MEGA 2560 REV3*. Recuperado el 15 de 03 de 2018, de <https://store.arduino.cc/usa/arduino-mega-2560-rev3>
- Autodesk. (2018). *Inventor*. Recuperado el 03 de 05 de 2018, de <https://www.autodesk.com/education/free-software/inventor-professional>
- BeagleBoard. (2017). *BeagleBone*. Recuperado el 15 de 03 de 2018, de <http://beagleboard.org/bone-original>
- Berkeley. (2012). *Berkeley robotica y laboratorio de ingeniería humana*. Recuperado el 08 de 01 de 2017, de <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/medical-exoskeleton/>
- Berkeley. (2014). *Berkeley y robotica*. Recuperado el 05 de 01 de 2017, de <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/exoclimber/>
- Berkeley. (2018). *Berkeley robotica y laboratorio en la ingeniería humana*. Recuperado el 15 de 05 de 2018, de <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/exohiker/>
- Berkeley, R. (2018). *ELEGS™*. Recuperado el 12 de 03 de 2018, de <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/elegs%E2%84%A2/>
- BOHORQUEZ, C. (2006). Estudio sobre la marcha humana. *Ingeniero libre*, 55-70. Recuperado el 22 de 02 de 2018, de <http://www.unilibre.edu.co/revistaingeniolibre/revista5/articulos/Estudio-sobre-la-marcha-humana-1.pdf>
- Casado, C. (2014). *Servicios Informáticos U.C.M.* Recuperado el 25 de 05 de 2018, de <http://pendientedemigracion.ucm.es/centros/cont/descargas/documento11541.pdf>
- Cenciarini, M., & Dollar, A. (2011). *Biomechanical considerations in the design of lower limb exoskeletons*. Recuperado el 28 de 01 de 2018, de IEEE International Conference: https://www.eng.yale.edu/grablab/pubs/Cenciarini_ICORR2011.pdf
- CONADIS. (2 de Febrero de 2018). *Estadísticas personas con discapacidad*. Recuperado el 02 de 04 de 2018, de <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2018/08/persona.html>

- Corona, L., Abarca, G., & Carreño, J. (2014). *Sensores y Actuadores* (Primera ed.). México: Patria S.A. de C.V. Recuperado el 08 de 03 de 2018, de https://books.google.es/books?id=wMm3BgAAQBAJ&printsec=frontcover&hl=es&source=gbs_ge_summary_r&cad=0#v=onepage&q&f=false
- Cortés, J., & Ramos, G. (2014). Control GPI-repetitivo para sistemas lineales con incertidumbre/variación en los parámetros. *Tecno Lógicas*, 18, 24. Recuperado el 09 de 05 de 2018, de [file:///C:/Users/CARMEN/Downloads/Dialnet-ControlGPIrepetitivoParaSistemasLinealesConIncerti-5062887%20\(2\).pdf](file:///C:/Users/CARMEN/Downloads/Dialnet-ControlGPIrepetitivoParaSistemasLinealesConIncerti-5062887%20(2).pdf)
- CYBERDYNE. (2018). *CYBERDYNE*. Recuperado el 12 de 06 de 2018, de <http://www.cyberdyne.jp/english/products/HAL/index.html>
- Daza, J. (2007). *Evaluación clínico funcional del movimiento corporal humano*. Bogotá: Panamericana.
- Delp, S., Anderson, F., & Arnold, A. (22 de 10 de 2007). *IEEE OpenSim*. Recuperado el 22 de 03 de 2018, de OpenSim: <http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/4352056/?reload=true>
- Duarte, O. (04 de 2006). Sistemas de lógica difusa. *Ingeniería y investigación*, 30. Recuperado el 25 de 06 de 2018, de <https://revistas.unal.edu.co/index.php/cal/article/view/39268/41154>
- Electronics, D. (04 de 2016). *Batrías Lipo*. Recuperado el 11 de 05 de 2018, de https://www.dynamoelectronics.com/descargas/Baterias_Lipo.pdf
- Farina, D., Jensen, W., & Akay, M. (2013). Introduction to neural engineering for motor rehabilitation. *John Wiley & Sons.*, 40. Recuperado el 25 de 02 de 2018, de https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=cspY-fvO1UQC&oi=fnd&pg=PA1953&dq=ntroduction+to+Neural+Engineering+for+Motor+Rehabilitation&ots=OLuM3YW3Ty&sig=z27kTMQ2JLM9M_zH-Z_JDhErDzE#v=onepage&q=ntroduction%20to%20Neural%20Engineering%20for%20Motor%20Rehab
- Gopura, R., & Kiguchi, K. (Junio de 2009). *Mechanical designs of active upper-limb exoskeleton robots: State of the art and design difficulties in Rehabilitation Robotics*. Recuperado el 02 de 04 de 2018, de IEEE International Conference: <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/mostRecentIssue.jsp?punumber=5188775>
- Grosso, J., & Tibaduiza, D. (2011). *Diseño conceptual de un exoesqueleto para asistir la rehabilitación de miembro inferior*. Recuperado el 04 de 04 de 2018, de I Congreso Internacional de Ingeniería Mecatrónica-UNAB: <http://revistas.unab.edu.co/index.php?journal=mecatronica&page=article&op=view&path%5B%5D=1240&path%5B%5D=1251>
- Guideline, V. (2004). Design methodology for mechatronic system. *Düsseldorf*. Recuperado el 05 de 04 de 2018

- Huang, Q. Y. (2001). Planning walking patterns for a biped robot. *IEEE Transactions on robotics and automation*, 17(3), 280-289. Recuperado el 25 de 02 de 2018, de <http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/938385/?part=1>
- Irwin, D. (1997). *The Industrial Electronics*. (Chief, Ed.) CRC Handbook Published. Recuperado el 08 de 03 de 2018, de https://books.google.com.ec/books?id=s0k9kGs5bHYC&pg=PA764&dq=Control+with+h+gravity+compensation&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwj_3pjE-uXTAhWBQiYKHSaYBsAQ6AEIKzAB#v=onepage&q=Control%20with%20gravity%20compensation&f=false
- Johnso, M., & Moradi, M. (2010). *PID Control*. Recuperado el 09 de 06 de 2018, de https://books.google.com.ec/books?id=hY6oLlqLCv8C&printsec=frontcover&dq=pid&hl=es&sa=X&redir_esc=y#v=onepage&q=pid&f=false
- Kiguchi, K. T. (2004). Neuro-fuzzy control of a robotic exoskeleton with EMG signals. *IEEE Transactions on fuzzy systems*, 481-490. Recuperado el 15 de 06 de 2018, de http://www.prorobot.ru/load/kniga_Neuro-Fuzzy_Control_Of_A_Robotic_Exoskeleton_With_Emg_Signals.pdf
- LINAK. (2017). *EL ACTUADOR LINEAL*. Recuperado el 06 de 03 de 2018, de <http://www.linak.es/about/?id3=4283>
- López, R., Torres, J., Salazar, S., & Lozano, R. (2014). Desarrollo de un Exoesqueleto para Rehabilitación de Tobillo y Rodilla. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 35, 20-26. doi:<http://www.scielo.org.mx/pdf/rmib/v35n1/v35n1a4.pdf>
- Lugo, E., & Ponce, P. (2014). *Co-simulación del Diseño Biomecánico para un Exoesqueleto Robótico del Miembro Inferior*. Recuperado el 26 de 02 de 2018, de <http://www.rmib.somib.org.mx/Htmls/Vol35No2/4/4.html>
- MathWorks. (2014). *Biomechanics of Bodies (BoB)*. Recuperado el 22 de 05 de 2018, de https://www.mathworks.com/products/connections/product_detail/product_94246.html
- Molina, M., & Sancho, 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*. Recuperado el 18 de 02 de 2018, de Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE Extensión Latacunga. Carrera de Ingeniería Mecatrónica.
- Pericé, A. (2000). *Quince lecciones sobre patología del pie*. Barcelona: Springer Science & Business Media. Recuperado el 16 de 02 de 2018, de https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=p_AnIVAPbscC&oi=fnd&pg=PA1&dq=+Quince+lecciones+sobre+patolog%C3%ADa+del+pie&ots=RU_QslxVL5&sig=CspNJ-ov4FaA5IpPNbr0Gglh0zM#v=onepage&q&f=false

- Ramiro, M., Vergara, Á., & Vázquez, G. (2011). Detección y Acondicionamiento de Señales Mioeléctricas. *Congreso Nacional de Mecatrónica*, 32, 178. Recuperado el 09 de 06 de 2018, de <https://pdfs.semanticscholar.org/78b1/ed627670675addaf7f6bb445f4c2451d0209.pdf>
- RASPBERRY. (2017). *RASPBERRY PI 3 MODEL B*. Recuperado el 15 de 03 de 2018, de <https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-3-model-b/>
- REWALK. (2018). *More than walking*. Recuperado el 01 de 05 de 2018, de <http://rewalk.com/rewalk-personal-3/>
- REXBIONICS. (2018). *Step into the future*. Recuperado el 03 de 02 de 2018, de <http://www.rexbionics.com/>
- Rodriguez, J. (08 de 09 de 2008). *Modelo en V o en cuatro niveles*. Recuperado el 11 de 02 de 2018, de Unidad de Desarrollo Tecnológico: <http://www.iiia.csic.es/udt/es/blog/jrodriguez/2008/metodologia-desarrollo-sotware-modelo-en-v-o-cuatro-niveles>
- Rosen, J. B. (2001). A myosignal-based powered exoskeleton system. *IEEE Transactions on systems, Man, and Cybernetics-part A: Systems and humans*, 2010-2022. Recuperado el 15 de 05 de 2018
- SCIMS. (2017). *Entendiendo la lesion medular*. Recuperado el 21 de 02 de 2018, de https://msktc.org/lib/docs/Factsheets/Spanish_Factsheets/SPAN_Understand_SCI_Pt2_508_link.pdf
- SENPLADES. (16 de Octubre de 2014). *Plan nacional del buen vivir 2013-2017*. Recuperado el 12 de 04 de 2018, de <http://www.buenvivir.gob.ec/discapacidades>
- SIMI. (10 de 04 de 2017). *Simi Reality Motion systems GmbH*, Simi Aktisys 1.4.1.3. Recuperado el 08 de 05 de 2018, de Simi Aktisys: https://www.h-p-cosmos.com/sites/default/files/uploads/documents/20150410_cos102079_simi_aktisys_2d_package_solution_v_1.4.1.3_en.pdf
- Stanisic, R., & Riano, J. (2014). *Estudio de la robustez de los métodos de control para exoesqueletos de miembros inferiores*. Recuperado el 26 de 02 de 2018, de http://www.ja2014.upv.es/wp-content/uploads/papers/paper_4.pdf
- Vaughan, C., Davis, B., & O'Connor, J. (1999). *Dynamics of Human Gait* (segunda ed.). Cape Town: Kiboho. Recuperado el 09 de 03 de 2018, de <http://www.analizaruchu.awf.wroc.pl/materialy/vaughan-gaitbook.pdf>
- Veneman, J., Kruidhof, R., Hekman, E., & Asseldonk, E. V. (2007). *Design and Evaluation of the LOPES Exoskeleton Robot for Interactive Gait Rehabilitation*. Recuperado el 03 de 04 de 2018, de IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: <http://doc.utwente.nl/58121/1/Veneman07design.pdf>

Verona. (14 de Noviembre de 2006). *Departamento de Control, División de Ingeniería Eléctrica Facultad de Ingeniería UNAM*. Recuperado el 11 de 03 de 2018, de https://www.google.com.ec/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=5&ved=0ahUKEwiA3OiLvzVAhVJOiYKHSUECskQFghDMAQ&url=http%3A%2F%2Fverona.fi-p.unam.mx%2F~lfridman%2Fclases%2Fcontrol%2FClase14.ppt&usg=AFQjCNFQVP_i893Dw7P_M0Tgj4NitKAEHQ

Winter, D. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (cuarta ed.). New Jersey: John Wiley & Sons.

ANEXOS



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Se certifica que el presente trabajo fue desarrollado por el señor **MILTON PATRICIO CAJILEMA VELASCO** y a la señorita **CARMEN ALEXANDRA GUZMÁN PAILLACHO**.

En la ciudad de Latacunga, a los 07 días del mes de septiembre del 2018.

Aprobado por:

