



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE  
CHIMBORAZO**

**FACULTAD DE MECÁNICA  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**“DISEÑO MECÁNICO ESTRUCTURAL DE UN  
EXOESQUELETO ORIENTADO A LA REHABILITACIÓN  
PARA EXTREMIDADES INFERIORES DE PACIENTES  
MASCULINOS DE EDAD PRODUCTIVA EN LA CIUDAD DE  
RIOBAMBA”**

**AGUIRRE LEÓN EMILIANO EUSEBIO  
CEVALLOS RODRIGUEZ DANIEL FRANCISCO**

**TRABAJO DE TITULACIÓN**

Previa a la obtención del Título de:

**INGENIERO MECÁNICO**

**RIOBAMBA – ECUADOR**

**2017**

**ESPOCH**

Facultad de Mecánica

---

**APROBACIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN**

---

2017-05-03

Yo recomiendo que el Trabajo de Titulación preparado por:

**AGUIRRE LEÓN EMILIANO EUSEBIO**

Titulado:

**“DISEÑO MECÁNICO ESTRUCTURAL DE UN EXOESQUELETO ORIENTADO A  
LA REHABILITACIÓN PARA EXTREMIDADES INFERIORES DE PACIENTES  
MASCULINOS DE EDAD PRODUCTIVA EN LA CIUDAD DE RIOBAMBA”**

Sea aceptado como parcial complementación de los requerimientos para el Título de:

**INGENIERO MECÁNICO**

---

Ing. Carlos Santillán  
**DECANO DE LA FAC. DE MECÁNICA**

Nosotros coincidimos con esta recomendación:

---

Ing. Geovanny Novillo  
**DIRECTOR DE TRABAJO DE  
TITULACIÓN**

---

Ing. Miguel Pérez.  
**ASESOR DE TRABAJO DE  
TITULACIÓN**

**ESPOCH**

Facultad de Mecánica

---

**APROBACIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN**

---

2017-05-03

Yo recomiendo que el Trabajo de Titulación preparado por:

**CEVALLOS RODRIGUEZ DANIEL FRANCISCO**

Titulado:

**“DISEÑO MECÁNICO ESTRUCTURAL DE UN EXOESQUELETO ORIENTADO A  
LA REHABILITACIÓN PARA EXTREMIDADES INFERIORES DE PACIENTES  
MASCULINOS DE EDAD PRODUCTIVA EN LA CIUDAD DE RIOBAMBA”**

Sea aceptado como parcial complementación de los requerimientos para el Título de:

**INGENIERO MECÁNICO**

---

Ing. Carlos Santillán  
**DECANO DE LA FAC. DE MECÁNICA**

Nosotros coincidimos con esta recomendación:

---

Ing. Geovanny Novillo  
**DIRECTOR DE TRABAJO DE  
TITULACIÓN**

---

Ing. Miguel Pérez.  
**ASESOR DE TRABAJO DE  
TITULACIÓN**

# ESPOCH

Facultad de Mecánica

## EXAMINACIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

**NOMBRE DEL ESTUDIANTE:** AGUIRRE LEÓN EMILIANO EUSEBIO

**TÍTULO DEL TRABAJO DE TITULACIÓN:** “DISEÑO MECÁNICO ESTRUCTURAL DE UN EXOESQUELETO ORIENTADO A LA REHABILITACIÓN PARA EXTREMIDADES INFERIORES DE PACIENTES MASCULINOS DE EDAD PRODUCTIVA EN LA CIUDAD DE RIOBAMBA”

**Fecha de Examinación:** 2017-05-03

**RESULTADO DE LA EXAMINACIÓN:**

COMITÉ DE EXAMINACIÓN	APRUEBA	NO APRUEBA	FIRMA
Ing. Edwin Viteri <b>PRESIDENTE TRIB. DEFENSA</b>			
Ing. Geovanny Novillo. <b>DIRECTOR</b>			
Ing. Miguel Pérez. <b>ASESOR</b>			

\* Más que un voto de no aprobación es razón suficiente para la falla total.

**RECOMENDACIONES:** \_\_\_\_\_

El Presidente del Tribunal certifica que las condiciones de la defensa se han cumplido.

\_\_\_\_\_  
Ing. Edwin Viteri  
**PRESIDENTE DEL TRIBUNAL**

# ESPOCH

Facultad de Mecánica

## EXAMINACIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

**NOMBRE DEL ESTUDIANTE:** CEVALLOS RODRIGUEZ DANIEL FRANCISCO

**TÍTULO DEL TRABAJO DE TITULACIÓN:** “DISEÑO MECÁNICO ESTRUCTURAL DE UN EXOESQUELETO ORIENTADO A LA REHABILITACIÓN PARA EXTREMIDADES INFERIORES DE PACIENTES MASCULINOS DE EDAD PRODUCTIVA EN LA CIUDAD DE RIOBAMBA”

**Fecha de Examinación:** 2017-05-03

### **RESULTADO DE LA EXAMINACIÓN:**

<b>COMITÉ DE EXAMINACIÓN</b>	<b>APRUEBA</b>	<b>NO APRUEBA</b>	<b>FIRMA</b>
Ing. Edwin Viteri. <b>PRESIDENTE TRIB. DEFENSA</b>			
Ing. Geovanny Novillo. <b>DIRECTOR</b>			
Ing. Miguel Pérez. <b>ASESOR</b>			

\* Más que un voto de no aprobación es razón suficiente para la falla total.

**RECOMENDACIONES:** \_\_\_\_\_

El Presidente del Tribunal certifica que las condiciones de la defensa se han cumplido.

\_\_\_\_\_  
Ing. Edwin Viteri  
**PRESIDENTE DEL TRIBUNAL**

## **DERECHOS DE AUTORÍA**

El Trabajo de Titulación que presentamos, es original y basado en el proceso de investigación y/o adaptación tecnológica establecido en la Facultad de Mecánica de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. En tal virtud, los fundamentos teórico-científicos y los resultados son de exclusiva responsabilidad de los autores. El patrimonio intelectual le pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

---

**Aguirre León Emiliano Eusebio**

---

**Cevallos Rodríguez Daniel Francisco**

## **DEDICATORIA**

Dedico este trabajo de titulación a mi padre Ángel Aguirre y María León, por el apoyo otorgado y por depositar su confianza en mí, a pesar de las dificultades que se pasa siempre han estado a mi lado impulsándome en todo momento. Gracias queridos padres por inculcarme siempre los valores que todo ser humano debe tener. Honradez, respeto, humildad son cualidades que me caracterizan y son reflejos de las buenas enseñanzas que me han dado. A mis hermanos por estar siempre apoyándome en todo momento. A Mireya que también formó parte de éste para alcanzar este logro tan anhelado. En fin, a todo mi familia y amigos por el apoyo otorgado.

**Emiliano Eusebio Aguirre León**

Todo el esfuerzo y dedicación de este trabajo es dedicado muy especialmente a mi madre que es el pilar fundamental de mi vida y que me ha ayudado a cumplir cada una de las metas que me he propuesto. También dedico este trabajo a mis hermanos que me han acompañado y ayudado a lo largo de este trayecto de mi vida.

**Daniel Francisco Cevallos Rodríguez**

## **AGRADECIMIENTO**

A Dios padre por haberme permitido realizar lo que me propuse y a la vez guiado durante todo este trayecto de mi vida, a mis queridos padres Ángel y María que día a día nunca han decaído en su misión de forjarme a ser una mejor persona pese a muchas dificultades que se presenta en la vida. Gracias a mis hermanos por siempre estar apoyándome de alguna manera para no decaer. A mis amigos por haber compartido gratos momentos y a todos quienes me han apoyado para culminar esta etapa de mi vida. Dar gracias también a mi tutor del proyecto de titulación el Ing. Geovanny Novillo como también al asesor del mismo Ing. Miguel Pérez, además al Ing. Miguel Aquino y al Ing. Edwin Pozo por su apoyo y colaboración para culminar con este proyecto. De la misma manera a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo por brindarme la oportunidad de formarme académicamente y a la Escuela de Ingeniería Mecánica por permitirme ser parte de esta gran familia. Gracias a todos por formar parte de mi vida.

**Emiliano Eusebio Aguirre León**

A Dios por permitirme haber cumplido esta meta propuesta, a Isabel, mi madre que ha confiado en mí y no ha dudado en brindarme su apoyo incondicional en las metas que me he propuesto y por enseñarme que las metas se cumplen con mucho esfuerzo y dedicación, a mis hermanos Rosario, Angel, Sandra, María, Hortencio y Mónica, por los consejos y vivencias compartidas, gracias por ser parte de mi vida. A los ingenieros Miguel Aquino, Edwin Pozo, Geovanny Novillo y Miguel Pérez, por haberme guiado en este trabajo de titulación con sus enseñanzas, además de todo el plantel docente de la Escuela de Ingeniería Mecánica, por haber compartido sus conocimientos y experiencias. ¡Gracias!

**Daniel Francisco Cevallos Rodríguez**

# CONTENIDO

	<b>Pág.</b>
<b>1. GENERALIDADES .....</b>	<b>1</b>
1.1 Antecedentes.....	1
1.2 Justificación .....	3
1.3 Objetivos.....	3
1.3.1 <i>Objetivo general</i> .....	3
1.3.2 <i>Objetivos específicos</i> .....	3
1.4 Definición del tema .....	4
<b>2. ESTADO DEL ARTE SOBRE EXOESQUELETOS Y MARCO TEÓRICO .....</b>	<b>5</b>
2.1 El exoesqueleto origen, concepto, evolución .....	5
2.1.1 <i>Origen</i> .....	5
2.1.2 <i>Exoesqueleto</i> .....	6
2.1.3 <i>Comportamiento del exoesqueleto</i> .....	6
2.1.4 <i>Órtesis</i> .....	7
2.2 Aplicaciones de los exoesqueletos .....	8
2.2.1 <i>Rehabilitación</i> .....	8
2.2.2 <i>Militar</i> .....	8
2.2.3 <i>Comercial</i> .....	9
2.3 Desarrollos en el mundo de los exoesqueletos .....	9
2.3.1 <i>Hardiman</i> .....	10
2.3.2 <i>Lifesuit</i> .....	10
2.3.3 <i>ReWalk</i> .....	11
2.3.4 <i>Berkeley</i> .....	11
2.3.5 <i>Bleex</i> .....	12
2.3.6 <i>Walking-Assits</i> .....	15
2.3.7 <i>HAL (Hybrid Assistive Limb)</i> .....	15
<b>3. ANTROPOMETRÍA Y ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA .....</b>	<b>17</b>

3.1	Anatomía de la pierna.....	17
3.1.1	<i>Estructura ósea de la pierna.</i> .....	18
3.2	Anatomía de la cadera .....	20
3.3	Anatomía de la rodilla .....	21
3.4	Anatomía del tobillo .....	23
3.5	Anatomía del pie.....	24
3.6	Análisis biomecánico de la marcha .....	25
3.6.1	<i>Cadera.</i> .....	25
3.6.2	<i>La rodilla.</i> .....	26
3.6.3	<i>El tobillo.</i> .....	27
3.7	La marcha normal humana .....	28
3.8	Ciclo de la marcha .....	28
3.8.1	<i>Fase de apoyo.</i> .....	29
3.8.2	<i>Fase de oscilación.</i> .....	30
<b>4.</b>	<b>ESTUDIO DE ALTERNATIVAS.....</b>	<b>32</b>
4.1	Determinación de las especificaciones de la máquina.....	32
4.1.1	<i>Casa de calidad.</i> .....	32
4.2	Especificaciones técnicas del exoesqueleto.....	35
4.3	Análisis funcional .....	36
4.3.1	<i>Definición de los módulos.</i> .....	37
4.3.2	<i>Alternativas de solución.</i> .....	38
4.4	Alternativas de módulos .....	41
4.4.1	<i>Evaluación de soluciones.</i> .....	43
4.4.2	<i>Método ordinal corregido de criterios ponderados.</i> .....	43
4.4.3	<i>Criterios de valoración del módulo.</i> .....	43
<b>5.</b>	<b>DISEÑO METODOLÓGICO DE LA ESTRUCTURA DEL</b>	
	<b>EXOESQUELETO.....</b>	<b>46</b>
5.1	Diseño inicial del exoesqueleto .....	46
5.1.1	<i>Caracterización de la antropometría.</i> .....	46
5.1.2	<i>Dimensionamiento de las partes del exoesqueleto.</i> .....	47
5.1.3	<i>Diseño inicial de las partes del exoesqueleto.</i> .....	49
5.2	Materiales .....	53

5.2.1	<i>Materiales disponibles.</i>	53
5.2.2	<i>Selección del material.</i>	55
5.3	Análisis cinemático y dinámico del exoesqueleto en MSC ADAMS	55
5.3.1	<i>Dinámica.</i>	56
5.3.2	<i>Tipos de coordenadas en MSC ADAMS.</i>	59
5.3.3	<i>Definición del sistema.</i>	60
5.3.4	<i>Simulación y análisis del modelo en ADAMS.</i>	63
5.4	Análisis de elementos finitos	76
5.4.1	<i>Métodos de elemento finitos.</i>	77
5.4.2	<i>Posprocesado del análisis en ANSYS.</i>	78
5.4.3	<i>Resultados del análisis en ANSYS.</i>	81
5.5	Dimensionamiento de tornillos de sujeción	87
5.5.1	<i>Fuerza máxima ejercida sobre los pernos.</i>	87
5.5.2	<i>Análisis a esfuerzo cortante puro.</i>	88
5.6	Selección de rodamientos de las articulaciones	89
5.6.1	<i>Análisis estático.</i>	90
5.6.2	<i>Análisis dinámico.</i>	91
<b>6.</b>	<b>CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES</b>	<b>94</b>
6.1	Conclusiones	94
6.2	Recomendaciones	95

## **BIBLIOGRAFÍA**

## **ANEXOS**

## **PLANOS**

## LISTA DE TABLAS

	<b>Pág.</b>
1. Clasificación de las Órtesis .....	7
2. Especificaciones técnicas del exoesqueleto .....	35
3. Criterios ponderados .....	44
4. Evaluación de las soluciones (Confiabilidad) .....	44
5. Evaluación de las soluciones (Control).....	44
6. Evaluación de las soluciones (Ergonomía) .....	45
7. Evaluación de las soluciones (Seguridad).....	45
8. Evaluación de las soluciones (Dimensiones) .....	45
9. Tabla de conclusiones .....	32
10. Análisis estadístico de la antropometría de los pacientes .....	47
11. Análisis de datos antropométricos .....	47
12. Dimensiones principales del exoesqueleto .....	49
13. Desplazamientos marcha.....	62
14. Movimiento de rehabilitación rodilla.....	62
15. Parámetros de fuerzas de impacto.....	63
16. Fuerzas del tobillo .....	67
17. Fuerzas de la rodilla .....	68
18. Fuerzas generadas en la cadera .....	70
19. Torques requeridos para el exoesqueleto .....	71
20. Fuerzas del tobillo .....	73
21. Fuerzas de la rodilla .....	74
23. Fuerzas generadas en la cadera izquierda. ....	75
23. Torques requeridos para el exoesqueleto .....	75
24. Parámetros de Selección de rodamiento .....	92

## LISTAS DE FIGURAS

	<b>Pág.</b>
1. Brazo Hardiman .....	10
2. Lifesuit .....	11
3. ReWalk.....	11
4. BLEEX.....	12
5. ExoHiker .....	13
6. ExoClimber .....	14
7. Hulc .....	14
8. Walking-Assits.....	15
9. HAL 5 .....	15
10. Estructura de la pierna humana ósea y muscular .....	17
11. Estructura ósea de la pierna .....	18
12. Vista frontal y posterior del fémur.....	18
13. Rotula.....	19
14. Vista frontal y posterior de la tibia.....	19
15. Vista de la anatomía de la cadera.....	20
16. Articulación de la cadera humana a) corte sagital. b) vista posterior con tendones. c) vista frontal con tendones .....	20
17. Movimiento de la articulación de la cadera .....	21
18. Vista interna de la rodilla flexionada .....	22
19. Articulación de la rodilla humana a) Vista frontal b) Vista posterior.....	22
20. Anatomía del tobillo.....	23
21. Estructura ósea del pie humano .....	24
22. Planos de referencia del cuerpo humano.....	25
23. Movimientos de la cadera .....	26
24. Ejes y grados de libertad de la rodilla .....	26
25. El mecanismo "Windlass" .....	27
26. Fases de la marcha humana.....	28
27. Parámetros de la marcha humana.....	29
28. División de fases de apoyo.....	30

29.	División de fases de oscilación .....	31
30.	Casa de la calidad.....	34
31.	Función primaria del exoesqueleto .....	36
32.	Diagrama de las funciones secundarias del exoesqueleto.....	37
33.	Diagrama de las funciones secundarias del exoesqueleto.....	38
34.	Sistema de regulación del exoesqueleto.....	39
35.	Modelo de articulación del exoesqueleto.....	40
36.	Puesta en marcha del exoesqueleto .....	40
37.	Primera alternativa del exoesqueleto .....	41
38.	Segunda alternativa del exoesqueleto .....	42
39.	Medidas antropométricas analizadas .....	46
40.	Medidas principales del exoesqueleto.....	48
41.	Exoesqueleto .....	49
42.	Cadera externa.....	50
43.	Unión muslo-cadera .....	50
44.	Barra muslo interno.....	51
45.	Rodilla interna.....	51
46.	Unión canilla-rodilla .....	51
47.	Barra canilla externa .....	52
48.	Tobillo externo.....	52
49.	Unión pie-tobillo .....	53
50.	Pie.....	53
51.	Propiedades de aluminio 2024T4.....	54
52.	Propiedades de la fibra de carbono .....	54
53.	Propiedades del acero ASTM A36.....	55
54.	Software de análisis dinámico.....	56
55.	Puntos de referencia .....	60
56.	Coordenadas cartesianas .....	60
57.	Asignación de material en software MSC Adams .....	61
58.	Conexiones de revolución.....	61
59.	Desplazamiento de la cadera izquierda.....	62
60.	Simulación caminata rutina 1 .....	63
61.	Desplazamiento angular del tobillo.....	64
62.	Desplazamiento angular de la rodilla.....	64

63.	Desplazamiento angular de la cadera.....	65
64.	Velocidad angular en el tobillo .....	65
65.	Velocidad angular en la rodilla .....	65
66.	Velocidad angular en la cadera .....	66
67.	Aceleración angular en el tobillo .....	66
68.	Aceleración angular en la rodilla .....	66
69.	Aceleración angular en la cadera .....	67
70.	Fuerzas generadas en el tobillo derecho .....	67
71.	Fuerzas generadas en el tobillo izquierdo .....	68
72.	Fuerzas generadas en la rodilla derecha.....	68
73.	Fuerzas generadas en la rodilla izquierda .....	69
74.	Fuerzas generadas en la cadera derecha.....	69
75.	Fuerzas generadas en la rodilla izquierda .....	70
76.	Torque requerido por los tobillos.....	70
77.	Torques requeridos por las rodillas .....	71
78.	Torques requeridos por la cadera .....	71
79.	Fuerzas generadas en el tobillo derecho .....	72
80.	Fuerzas generadas en el tobillo izquierdo .....	72
81.	Fuerzas generadas en la rodilla derecha.....	73
82.	Fuerzas generadas en la rodilla izquierda .....	73
83.	Fuerzas generadas en la cadera derecha.....	74
84.	Fuerzas generadas en la rodilla izquierda .....	74
85.	Torque requerido por los tobillos.....	75
86.	Torques requeridos por las rodillas .....	76
87.	Torques requeridos por la cadera .....	76
88.	Mallado del subensamblaje cadera .....	78
89.	Mallado del subensamblaje muslo .....	78
90.	Mallado del subensamblaje canilla .....	79
91.	Mallado del subensamblaje pie .....	79
92.	Cargas y soportes subensamblaje cadera .....	80
93.	Cargas y soportes subensamblaje muslo.....	80
94.	Cargas y soportes subensamblaje canilla.....	81
95.	Cargas y soportes subensamblaje pie.....	81
96.	Deformación del subensamblaje cadera.....	82

97.	Esfuerzos en el subensamblaje cadera .....	82
98.	Factor de seguridad en subensamblaje cadera .....	83
99.	Deformación del subensamblaje muslo .....	83
100.	Esfuerzos en el subensamblaje muslo .....	84
101.	Factor de seguridad en subensamblaje muslo .....	84
102.	Deformación del subensamblaje canilla .....	85
103.	Esfuerzos en el subensamblaje canilla .....	85
104.	Factor de seguridad en subensamblaje canilla .....	85
105.	Deformación del subensamblaje pie .....	86
106.	Esfuerzos en el subensamblaje pie .....	86
107.	Factor de seguridad en subensamblaje pie .....	87
108.	Reacciones en el eje de la articulación .....	89
109.	Factores de esfuerzos estáticos .....	90
110.	Nomograma de factores de velocidad .....	91
111.	Parámetros de catálogo de rodamientos .....	93

## SIMBOLOGÍA

$F_x$	Fuerza en el eje x	N
$F_y$	Fuerza en el eje y	N
$F$	Fuerza resultante	N
$\tau$	Esfuerzo cortante	MPa
$A_t$	Área de la sección transversal	mm <sup>2</sup>
$d$	Diámetro raíz de tornillo	Mm
$n$	Numero de Tornillos	
$F_v$	Resistencia Nominal a Corte	MPa
$A_b$	Área nominal del perno	mm <sup>2</sup>
$F_r$	Fuerza de reacción	N
$S_o$	Factor de esfuerzo estático en rodamientos	
$P_{or}$	Fuerza estática requerida	N
$X_o$	Factor de carga estática radial	
$Y_o$	Factor de carga estática axial	
$F_r$	Fuerza radial	N
$F_a$	Fuerza axial	N
$C_{oreq}$	Carga estática requerida	N
$f_r$	Factor de velocidad	
$f_l$	Factor dinámico	
$P_r$	Fuerza dinámica requerida	N
$X$	Factor de carga dinámica radial	
$Y$	Factor de carga dinámica axial	
$C_{req}$	Carga dinámica requerida	N

## LISTA DE ABREVIACIONES

BLEEX	Exoesqueleto de Extremidades Inferiores de Berkeley
HAL	Esqueleto Asistencial Híbrido
GDL	Grados de Libertad
CI	Fase de Contacto Inicial
AI	Fase Inicial de Apoyo
MA	Fase Media de Apoyo
AF	Fase Final de Apoyo
OP	Fase Previa de Oscilación
OI	Fase Inicial de Oscilación
OM	Fase Media de Oscilación
OF	Fase Final de Oscilación
QFD	Despliegue en Función de la Calidad
VOC	Voz del Usuario
CC	Corriente Continua
CNC	Control Numérico Computarizado
LST	Longitud Suelo Tobillo
LTR	Longitud Tobillo Rodilla
LRC	Longitud Rodilla Cadera
ASTM	Sociedad Americana de Pruebas y Medidas
MSC	Corporación MacNeal-Schwendler
EXEIR	Exoesqueleto de Extremidades Inferiores para Rehabilitación
ANSYS	Análisis de Sistemas
AISC	Instituto Americano de Construcción de Acero
LRFD	Factores de Carga y Resistencia de Diseño

## **LISTA DE ANEXOS**

- A Medidas antropométricas
- B Propiedades aluminio 2024 T4
- C Análisis dinámico en MSC ADAMS

## RESUMEN

El principal objetivo de esta propuesta tecnológica es el diseño mecánico estructural de un exoesqueleto orientado a la rehabilitación para extremidades inferiores de pacientes masculinos de edad productiva en la ciudad de Riobamba, tomando en cuenta las características antropométricas de la población. El exoesqueleto se diseñó para dos rutinas, una en base al ciclo de marcha humana y la otra, para movimiento de rehabilitación de rodilla. En la elaboración de la propuesta tecnológica, se estudió el estado del arte de este tipo de dispositivos mecatrónicos, se investigó y analizó la antropometría de las extremidades inferiores y el ciclo de la marcha humana, y se realizó un análisis de alternativas, considerando la voz del usuario y del ingeniero, luego se llevó a cabo la caracterización antropométrica, posteriormente, se efectuó la modelación CAD del exoesqueleto en SolidWorks, se procedió a realizar el análisis dinámico de la estructura en MSC ADAMS, definiendo el entorno de simulación para las dos rutinas, para obtener las fuerza y torques reaccionantes en cada articulación, procediendo a la validación de resistencia del exoesqueleto en ANSYS. En el proceso de análisis del modelo propuesto, se dividió la estructura en cuatro subensamblajes: cadera, muslo, canilla y pie, al verificar el comportamiento de éstos bajo la acción de las fuerzas determinadas con ADAMS, se obtuvo un factor de seguridad mínimo de 2.8, el cual se presenta en la canilla del exoesqueleto. Se recomienda la estructura diseñada como base para futuros proyectos de la Facultad de Mecánica de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, así como su metodología es un aporte para futuras investigaciones en el campo de la biomecánica, ésta cumple con los parámetros requeridos para realizar la rehabilitación física de las extremidades inferiores para personas masculinas en edad productiva de máximo 85 kg de peso.

PALABRAS CLAVES: <EXOESQUELETO> <MARCHA HUMANA>  
<SIMULACIÓN EN ADAMS> <BIOMECÁNICA> <REHABILITACIÓN>  
<VALIDACIÓN EN ANSYS> <ANÁLISIS DINÁMICO> <TECNOLOGÍA DEL DISEÑO >

## **ABSTRACT**

The main objective of this technological proposal is the structural mechanical design of an exoskeleton oriented to the rehabilitation of lower limbs of male patients of productive age in the city of Riobamba, taking into account the anthropometric characteristics of the population. The exoskeleton was designed for two routines, one based on the human gait cycle and the other for knee rehabilitation movement. In the development of the technological proposal, the state of the art of mechatronics devices was studied, the anthropometry of the lower limbs and the cycle of the human gait were investigated and analyzed, and an analysis of alternatives was performed considering the voice of the user and of the engineer, then the anthropometric characterization was carried out, then the CAD model of the exoskeleton was carried out in SolidWorks, the dynamic analysis of the structure in MSC ADAMS was carried out, defining the simulation environment for the two routines, to obtain the force and reacting torques in each joint, proceeding to the validation of resistance of the exoskeleton in ANSYS. In the process of analysis of the proposed model, the structure was divided into four subassemblies: hip, thigh, shin and foot, when verifying their behavior under the action of forces determined with ADAMS, a minimum safety factor of 2.8, Which is presented in the quill of the exoskeleton. It is recommended the structure designed as a basis for future projects of the Faculty of Mechanics of the Polytechnic School of Chimborazo, as well as its methodology is a contribution for future research in the field of biomechanics, it meets the parameters required to carry out the physique rehabilitation of the lower extremities for men of productive age of maximum 85 kg.

**KEYWORDS: EXOSKELETON, HUMAN MARCH, ADAMS SIMULATION, BIOMECHANICS, REHABILITATION, ANSYS VALIDATION, DYNAMIC ANALYSIS, DESIGN TECHNOLOGY**

# CAPÍTULO I

## 1. GENERALIDADES

### 1.1 Antecedentes

Las limitaciones para caminar es una de las discapacidades físico-motora más frecuentes, una de las causas principales son las lesiones medulares producidas por origen congénito, traumático, etc. (HENA O LEMA, y otros, 2010); las terapias funcionales y de rehabilitación motriz son de gran relevancia para mejorar la calidad de vida de los pacientes, todo esto se lleva a cabo bajo la asistencia constante de un terapeuta con experiencia; los ejercicios terapéuticos están orientados a la aplicación sistemática planeada de movimientos físicos, posturas o actividades diseñadas para 1) remediar o prevenir deterioros, 2) mejorar el funcionamiento y 3) mejorar la condición física. (GLYNN, y otros, 2009)

Actualmente la tecnología ha desarrollado en gran medida muchos dispositivos mecatrónicos que mejoren la calidad de la rehabilitación de los pacientes, los cuales han mostrado una mejora significativa en relación con las terapias tradicionales (FIGUEROA AMADOR, y otros, 2014).

Uno de estos dispositivos son las órtesis activas controladas o exoesqueletos, los cuales están destinados a la asistencia de la rehabilitación de los pacientes. La mayoría de este tipo de equipos son para extremidades inferiores, ya que son las más vulnerables a lesiones y es donde se soporta el peso del cuerpo. (FONT LLAGUNES, y otros, 2010)

El estudio para la realización de exoesqueletos, ha llevado la implementación de tecnología de punta logrando exoesqueletos para miembro inferior de entre los cuales tenemos:

- El Walking-Assist de Honda, es parecido a una silla ergonómica equipada con piernas robotizadas. Ayuda a soportar el peso del cuerpo para reducir la carga en las piernas del usuario mientras camina, subiendo y bajando escaleras y en posiciones en cuclillas. (FONT LLAGUNES, y otros, 2010)

- El ReWalk, desarrollado en Israel por la Universidad de Haifa y la empresa Argo Medical Technologies destinado para parapléjicos, es un exoesqueleto actuado completamente eléctrico, funciona en base a trayectorias seleccionadas que están pregrabadas.
- El BLEEX (*Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton*), de la Universidad de California en Berkeley, el cual fue desarrollado para auxiliar a soldados a cargar grandes paquetes, pero otras de sus posibles aplicaciones incluyen ayudar a trabajadores, bomberos, y otros para evitar lesiones. (FONT LLAGUNES, y otros, 2010)
- HAL-5, desarrollado en la Universidad de Tsukuba por Sankai y la empresa Cyberdine, para personas con debilidad muscular o para amplificación de fuerzas en trabajo de carga. Tiene dos objetivos, aumentar la fuerza y para propósitos de rehabilitación. (FONT LLAGUNES, y otros, 2010)

La metodología con la que han sido desarrollados estos exoesqueletos ha sido de carácter reservado por sus desarrolladores.

En el Ecuador, alrededor de 401 538 personas poseen algún tipo de discapacidad (Auditiva, Física, Intelectual, Lenguaje, Psicológico, Psicosocial y Visual) del cual un 56% son hombres y 44% mujeres, de esta cantidad el 48% (191 384 personas) de estas son del tipo físicas, siendo las provincias con la mayor cantidad de personas discapacitadas: Guayas, Pichincha, Manabí y Azuay.

En Chimborazo alrededor de 29 094 personas tienen alguna discapacidad, solo en Riobamba hay 7 761 personas, de estos 4 782 tienen discapacidad físico-motora. (INEC, 2015) (CONADIS, 2014)

En la actualidad los centros médicos del Ecuador y específicamente en Riobamba no cuentan con el equipo tecnológico de este tipo para realizar la rehabilitación. Esto se debe principalmente a la no disponibilidad de esos en el mercado ya que son de carácter reservados por los desarrolladores, y además son de elevados costos de adquisición por la tecnología que conlleva en su desarrollo, a los impuestos de importación, etc.

## **1.2 Justificación**

*Justificación práctica:* Una vez concluida la propuesta tecnológica planteada se tendrá el diseño de la estructura de un exoesqueleto para extremidades inferiores orientado a la rehabilitación, en correspondencia a las características antropomórficas de los ecuatorianos que mejore la calidad de la rehabilitación de los pacientes y que disminuya los costos de adquisición. Así como también se dispondrá del estudio y análisis de la caracterización antropomórfica de la población objetivo.

*Justificación teórica:* Como resultado del trabajo se provee una metodología de diseño para el posterior desarrollo de exoesqueletos para aplicaciones tanto médicas de rehabilitación como de potenciación de las habilidades físicas, entregando información valiosa para la incursión en el campo de la biomecánica, recopilando información y métodos de desarrollo existente de este campo.

*Justificación metodológica:* Concluido el trabajo en su totalidad se dispondrá del estudio de arte, de la caracterización antropométrica de la población objetivo, métodos de análisis para la simulación y validación de la estructura del exoesqueleto que servirá como guía metodológica para posteriores investigaciones.

## **1.3 Objetivos**

### *1.3.1 Objetivo general*

Diseñar la estructura de un exoesqueleto orientado a la rehabilitación de extremidades inferiores de pacientes masculinos de edad productiva en la ciudad de Riobamba.

### *1.3.2 Objetivos específicos*

- Examinar el estado del arte correspondiente a los desarrollos tecnológicos en el área de exoesqueletos para rehabilitación.
- Caracterizar la antropometría de los pacientes en rehabilitación física de sus extremidades inferiores de sexo masculino y que estén en edad productiva de la ciudad de Riobamba para el dimensionamiento de la estructura del exoesqueleto.

- Estudiar los dos ejercicios de rehabilitación de extremidades inferiores más críticos y determinar los grados de libertad requeridos para el correcto movimiento.
- Diseñar un exoesqueleto para extremidades inferiores aplicando software de análisis dinámico y software de elementos finitos para simular dinámica y estructuralmente el exoesqueleto.

#### **1.4 Definición del tema**

Los exoesqueletos que se encuentran en el mercado internacional y que se comercializan en el Ecuador, son desarrollados para contexturas antropomórficas de los países que han creado estos equipos, por lo que adaptar a los pacientes se hace muy complicado, además una difícil adquisición por sus elevados costos, así como la falta de investigación y tecnología suficiente para el desarrollo de este tipo de dispositivos, son causas por las cuales en la actualidad en los centros médicos a nivel nacional exista una falta de equipos tecnológicos para la rehabilitación de pacientes con problemas motrices, especialmente a nivel de extremidades inferiores.

## CAPÍTULO II

### 2. ESTADO DEL ARTE SOBRE EXOESQUELETOS Y MARCO TEÓRICO

El presente capítulo analiza y describe el avance que han experimentado los exoesqueletos para miembro inferior, desde sus comienzos hasta la actualidad. Se da a conocer los trabajos más relevantes y sus diferentes aplicaciones, desde el campo de la rehabilitación, asistencias a la marcha humana y hasta las aplicaciones militares, y los conceptos básicos que se emplean para su diseño.

#### 2.1 El exoesqueleto origen, concepto, evolución

2.1.1 *Origen.* En el siglo pasado el enfoque de investigación hacia la tecnología de desplazamiento humano fue muy reducida ya que, en la mayoría de casos para la movilidad de un humano, siempre se pensó en automóviles, es por eso que durante siglos la medicina se ha apoyado con los avances de tecnologías de exoesqueletos antropomorfos que permite el movimiento y reducen el esfuerzo metabólico.

Durante el siglo XXI los nuevos avances han permitido introducir nuevas innovaciones en el área de la rehabilitación, estos desarrollos han sido de empresas como Honda que han empezado con investigaciones de estos dispositivos además de otros países donde sus universidades han mostrados el interés en desarrollar tecnologías para ayudar la movilidad, y al futuro desplazar a los vehículos de ruedas (CORTÉS RAMÍREZ, y otros, 2013).

Además, en comparación con los automóviles estos dispositivos tienden a acoplarse a terrenos irregulares si estos fuesen utilizados como por ejemplo por bomberos cuando estos se desplazan con botellas de oxígeno, o también por soldados que transportan cargas pesadas durante una guerra.

La fisioterapia es una técnica que ha sido utilizada desde el siglo XXVIII aproximadamente por las civilizaciones más antiguas, utilizando métodos de masajes y ejercicios para aliviar enfermedades.

Ahora en el siglo XXI estas técnicas se las realiza por medio de un fisioterapeuta utilizando los mismos métodos, es así que con la ayuda de los exoesqueletos estas terapias son de gran ayuda en su mejor desenvolvimiento y a la vez mejorar su estilo de vida.

2.1.2 *Exoesqueleto.* Se considera exoesqueleto por definición a un esqueleto que se encuentra afuera del cuerpo humano, por su naturaleza estos se encuentran de diferentes tipos.

Los exoesqueletos están diseñados para proteger o ayudar a una persona la cual puede estar sana o no. La función principal de los exoesqueletos es la amplificación de potencia y soporte del cuerpo, con este principio se aprovechado sus respectivas ventajas.

El exoesqueleto es un armazón que permite realizar actividades cotidianas y que utiliza parte de su energía para generarlas; el estar conectadas a sus extremidades, esta fuerza se potencializa, y nos permita a la vez a mejorar el desempeño humano el cual está controlado por dispositivos y maquinas pue podrán incrementar velocidad y resistencia de la persona que lo esté utilizando (ROMERO, 2016).

2.1.3 *Comportamiento del exoesqueleto.* Durante el desarrollo tecnológico de estos sistemas y por el alto grado de complejidad de análisis, construcción y financiamiento los investigadores han desarrollado diferentes tipos de exoesqueleto según a la función que estos vayan a realizar. Los exoesqueletos se pueden clasificar en exoesqueletos de extremidades superiores y de extremidades inferiores.

- El de extremidades superiores simula el comportamiento de las mismas o estos deben asistir al usuario en el tronco, hombro, codo y muñeca.
- El de extremidades inferiores simula el comportamiento de las mismas o estos deben asistir al usuario desde la cadera hasta el pie.

2.1.3.1 *Comportamiento en extremidades inferiores.* Los exoesqueletos que están diseñados para extremidades inferiores están hechos para transportar objetos pesados a largas distancias y por superficies irregulares donde no se puede recorrer en vehículos con ruedas, es ahí donde se ve el equilibrio de los exoesqueletos al producirse la caminata.

En este caso se identifica que la característica más importante en estos sistemas es el equilibrio durante la fase de la caminata, por lo cual se hace necesario un sistema bípedo para su correspondiente análisis. Dentro de las consideraciones que se debe tomar en cuenta tenemos, por ejemplo: determinar que el exoesqueleto y el usuario tengan una debida trayectoria durante la oscilación del mismo la cual debe ser igual o la misma con la del usuario, ya que este sistema por ende es una armazón acoplada al cuerpo.

Las características más importantes de este tipo de sistema serán.

- Estructura
- Actuadores
- Sensores y sistema de control
- Potencia

Estos dispositivos pueden estar basados en modelos matemáticos, pero existe en la actualidad software que trabajan bajo los principios de modelos matemáticos que simplifican y encuentran más rápido la solución, estos se describirán más adelante.

2.1.4 *Órtesis*. Las órtesis son aparatos ortopédicos de apoyo u otro dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético que se ha perdido de manera definitiva o provisional. (FONT LLAGUNES, y otros, 2010) (VILADOT PERICÉ, y otros, 2001).

Tabla 1. Clasificación de las Órtesis

<b>ÓRTEISIS</b>	<b>ACTIVAS</b> Sustituyen de forma mecánica una función muscular o ligamentosa	<b>Dinámicas</b>	Sustituyen una función muscular
		<b>Estabilizadoras</b>	Sustituyen la función de uno o varios ligamentos
	<b>PASIVAS</b> Mantienen un segmento del Aparato locomotor en cierta posición	<b>Correctoras</b>	Corrigen una deformidad
		<b>Postulares</b>	Mantienen un ángulo articular

Fuente: Autores

La estructura del exoesqueleto está orientada a la rehabilitación, por lo que es importante analizar los distintos tipos de órtesis y determinar la funcionalidad específica que tendrá.

## 2.2 Aplicaciones de los exoesqueletos

El estudio para la realización de exoesqueletos, ha llevado a la implementación de tecnología para desarrollar estos dispositivos. El ingeniero debe contar con un objetivo que se debe alcanzar al terminar el proyecto. En los exoesqueletos para miembro inferior existen varias aplicaciones de entre las cuales tenemos con propósitos de: rehabilitación, operaciones militares y comerciales.

2.2.1 *Rehabilitación.* En la actualidad esta aplicación es muy importante para el usuario que utiliza este tipo de exoesqueleto ya que tienden a mejorar la rehabilitación, estos dispositivos también ayudan al paciente en medir el avance ya que se puede obtener por medio de sensores la información del exoesqueleto.

“Además, en áreas de discapacidad física y rehabilitación de personas paralizadas ha habido mucha investigación y algunas de ellas se han desarrollado en el MIT (Massachusetts Institute of Technology) con el Golden Arm que era un exoesqueleto de rehabilitación para brazo en 1970, y el MIT-MAUS en 1990 que a partir de ellos se han realizado muchas investigaciones en exoesqueleto para rehabilitación”. (CLEMOTTE, 2009)

Estos dispositivos no requieren soportar mucho peso, tan solo el del usuario, en este tipo de aplicación, por lo tanto, se espera que este sistema ayude al movimiento natural de la persona, esto también dependerá de las sesiones de terapias. Este será el campo de estudio de este proyecto para las personas que se encuentran en edad productiva en la ciudad de Riobamba.

2.2.2 *Militar.* Este tipo de aplicación es de mucha ayuda en el campo militar, ya que el ser humano puede trasladarse por largos recorridos, en éste como se limita a soportar peso como al levantarlos y trasladarlos, utilizándolo a estos como amplificadores de potencia ya que la persona envía señales de control al exoesqueleto, mientras que éste proporciona la fuerza necesaria para poder llevar a cabo la tarea.

Estas diferencias han hecho que los investigadores se vean en la necesidad de aumentar la capacidad de llevar más carga al campo de batalla por medio de estos dispositivos.

Por ejemplo, EEUU ha invertido en su sistema de investigación llamado DARPA (*Defense Advanced Research Projects Agency*) millones de dólares para el desarrollo de exoesqueleto para que estos se adapten a las tropas de tierras, con el objetivo que este dispositivo móvil aumente la capacidad de correr más rápido, llevar cargas más pesadas y esquivar grandes obstáculos por medio del salto. (CLEMOTTE, 2009)

En general, los soldados que utilicen estos dispositivos se beneficiarán de la mayor resistencia al caminar largas distancias por terrenos irregulares, además de reparar equipo pesado, ya que aumentará su fuerza. Los investigadores con este dispositivo pretenden obtener menos bajas.

*2.2.3 Comercial.* La aplicación en este caso se da para personas que han sufrido alguna lesión y lo utilizan para caminar sin estar realizando rehabilitación por obvias razones, o por ocio, por ejemplo, personas que desean realizar caminatas cortas por la ciudad o por unas cuantas horas. Además, también estos dispositivos pueden ser usados por las personas de la tercera edad que van perdiendo fuerza o movilidad en sus extremidades inferiores conforme pasan los años (CLEMOTTE, 2009).

## **2.3      Desarrollos en el mundo de los exoesqueletos**

Estos dispositivos se han venido realizando desde hace tiempo, incluso desde principio de los años sesenta donde la tecnología era poco desarrollada. En la actualidad se vienen desarrollando dispositivos de alta complejidad, sin embargo, los retos siguen en pie.

El desarrollo de nuevas tecnologías como actuadores y microprocesadores para que los dispositivos aumenten su potencia, sean más eficientes, en espacio, procesamiento, respuesta y por lo tanto más económicos.

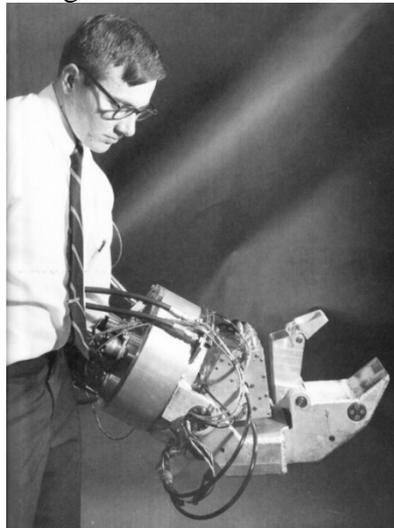
La tecnología a lo largo de los años ha llegado a tener algunos exoesqueletos que se han desarrollado a través de la historia. Con diversos fines se han desarrollado distintos tipos de exoesqueletos, ya sean de rehabilitación, comercial y militar.

Los más utilizados en los países que los desarrollan son en el ámbito de la rehabilitación ya sea por exoesqueletos adaptados al paciente o de forma invasiva considerando una operación.

2.3.1 *Hardiman*. En 1965, General Electric fue la primera en intentar crear un exoesqueleto para el ser humano. La idea principal era realizar un dispositivo que le permita levantar 1500 libras (680 kg) con gran facilidad. Este dispositivo llamado Hardiman generaba las expectativas de poder ser utilizado en portaviones en la carga de bombas, la construcción bajo el agua, en plantas de energía nuclear e incluso en el espacio exterior.

Sin embargo, en el año 1970 solo se terminó un brazo en total el cual levantó 750 libras (340 kg), pero el dispositivo terminado pesó tres cuartas partes de tonelada, haciéndolo un dispositivo de difíciles movimientos e incontrolable, por lo que se perdió el interés y el proyecto nunca tuvo el éxito esperado (CLEMOTTE, 2009).

Figura 1. Brazo Hardiman



Fuente: <https://goo.gl/EFoOXz>

2.3.2 *Lifesuit*. Después de sufrir un accidente Monty Reed, un soldado de paracaidismo comenzó a trabajar en 1986 en LifeSuit como un dispositivo mecatrónico para realizar terapias funcionales físicas de recuperación. En 2001 LifeSuit uno (LSI) estuvo construida.

En 2003 grabó y reprodujo una marcha humana, de ahí comenzaron a salir nuevas versiones como la LS12 en 2005 la cual permitió ser usada para una carrera, el LIFESUIT XII de Monty Reed obtuvo el récord de velocidad y distancia. En la actualidad el LIFESUIT 14 puede trasladarse con una carga de 92 kg (203 lb) recorriendo una milla, siendo uno de sus mejores prototipos. (CLEMOTTE, 2009)

Figura 2. Lifesuit



Fuente: <https://goo.gl/bu1qCH>

2.3.3 *ReWalk*. Desarrollado en Israel por la Universidad de Haifa y la empresa Argo Medical Technologies destinado para parapléjicos, es un exoesqueleto que su mecanismo es completamente eléctrico, funciona en base a trayectorias seleccionadas que están pregrabadas (GOFFER. 2006) (CLEMOTTE, 2009).

Figura 3. ReWalk



Fuente: <https://goo.gl/ZhcSs4>

2.3.4 *Berkeley*. (CLEMOTTE, 2009) Las investigaciones realizadas por el *Human Engineering Laboratory* de la Universidad de California, están enfocadas en el diseño y control de estos dispositivos con sistemas para aumentar la resistencia mecánica, ya que el humano o usuario se encarga del control.

Los diseños y el control de las extremidades son muy diferentes a la de los robots ya que la interacción con los humanos es muy importante, estos se encargan de recibir información mediante los sensores correspondientes, y la envía directamente al servidor para monitorear sus avances.

Las principales actividades de estos sistemas es evitar lesiones a la vez de identificar su fuerza, estos trabajos de investigación han venido realizándose continuamente con gran ayuda de la tecnología, es por eso que se han desarrollado diferentes tipos de sistemas, cada uno con fines diferentes ya sea en sistemas biométricos, hidráulica, neumática, control de la fuerza, sensores, locomoción y actuadores eléctricos.

Los dispositivos de Berkeley son:

- BLEEX
- EXOHIKER
- EXOCLIMBER
- HULC

2.3.5 *Bleex. (Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton)*, de la Universidad de California en Berkeley, el cual fue desarrollado para auxiliar a soldados a cargar grandes paquetes, pero otras de sus posibles aplicaciones incluyen ayuda a trabajadores, bomberos, y otros para evitar lesiones (CLEMOTTE, 2009).

Figura 4. BLEEX



Fuente: <https://goo.gl/IEwpt3>

Este dispositivo tiene una versatilidad dentro de todos sus movimientos ya que puede ponerse en cuclillas, girar, doblar, caminar, correr, saltar además de subir y bajar pendientes, estos sistemas pueden estar al servicio militar, para personas socorristas en incendios forestales, o desastres naturales, Estos dispositivos serán utilizados en situaciones críticas donde la ser humano se le haga difícil al acceso o al transporte de carga (Kawamoto, H. 2008) (CLEMOTTE, 2009)

2.3.5.1 *ExoHiker*. Este dispositivo fue diseñado para llevar cargas pesadas durante largas misiones. Su peso es de 14 Kg. incluyendo la unidad de energía, baterías y ordenador de a bordo; este dispositivo es imperceptible al ruido (CLEMOTTE, 2009).

Este sistema está hecho para misiones largas; el dispositivo sin contar con un panel solar su longitud recorrida sería de 90 km, a la velocidad promedio de 6 km por hora. Considerándolo con el panel solar, su tiempo de misión será ilimitado. Este dispositivo se terminó con su construcción en el año del 2005.

Figura 5. ExoHiker



Fuente: <https://goo.gl/LI3wYv>

2.3.5.2 *ExoClimber*. Este dispositivo tiene relación con el anterior, pero está diseñado para permitir el rápido ascenso de cuevas empinadas y escaleras. La característica del dispositivo es de 25 kg incluyendo su unidad de poder, puede subir al menos 200 metros con los 70 kg de carga útil, tiene una fuente de energía con una pequeña celda de combustible, a lo igual que el anterior se terminó con su construcción en el mismo año 2005 (Kawamoto, H. 2008) (CLEMOTTE, 2009).

Figura 6. ExoClimber



Fuente: <https://goo.gl/cXzJRt>

2.3.5.3 *Hulc*. Es la tercera generación de exoesqueleto de Berkeley, el cual incorpora dos características independientes las cuales son la de levantar 100 kg sin obstaculizar a la persona que lo utiliza y reducir el costo metabólico (aumento de resistencia). Este sistema es de gran ayuda para el usuario ya que para misiones largas disminuye el agotamiento, y optimiza mejor la utilización del oxígeno; si el exoesqueleto llevara carga produciría fatiga prematura por el excesivo consumo de oxígeno (CLEMOTTE, 2009).

Figura 7. Hulc



Fuente: <https://goo.gl/MhAxVw>

2.3.6 *Walking-Assits*. El Walking-Assit de Honda, es parecido a una silla ergonómica equipada con piernas robotizadas. Ayuda a soportar el peso del cuerpo para reducir la carga en las piernas del usuario mientras camina, subiendo y bajando escaleras.

Figura 8. Walking-Assits



Fuente: <https://goo.gl/sWH0Kg>

2.3.7 *HAL (Hybrid Assistive Limb)*. HAL-5, desarrollado en la Universidad de Tsukuba por Sankai y la empresa Cyberdine para personas con debilidad muscular o para amplificación de fuerzas en trabajo de carga. Tiene dos objetivos, aumentar la fuerza y para propósitos de rehabilitación. (FONT LLAGUNES, y otros, 2010).

Figura 9. HAL 5



Fuente: <https://goo.gl/pPK4xI>

Este dispositivo está diseñado para la movilidad y mejorar la capacidad física, este sistema hace que al momento que decide moverse mande señales al cerebro para que comience actuar a través de las moto neuronas, moviendo el sistema músculo esquelético, estas señales hacen que el dispositivo haga lo que se pide a esto se le llama “sistema de control voluntario”, a la vez, este sistema está controlado bajo un sistema base el cual primero recibe las señales, se lo conoce también como “sistema de control robótico autónomo”. (FONT LLAGUNES, y otros, 2010) (CLEMOTTE, 2009)

## CAPÍTULO III

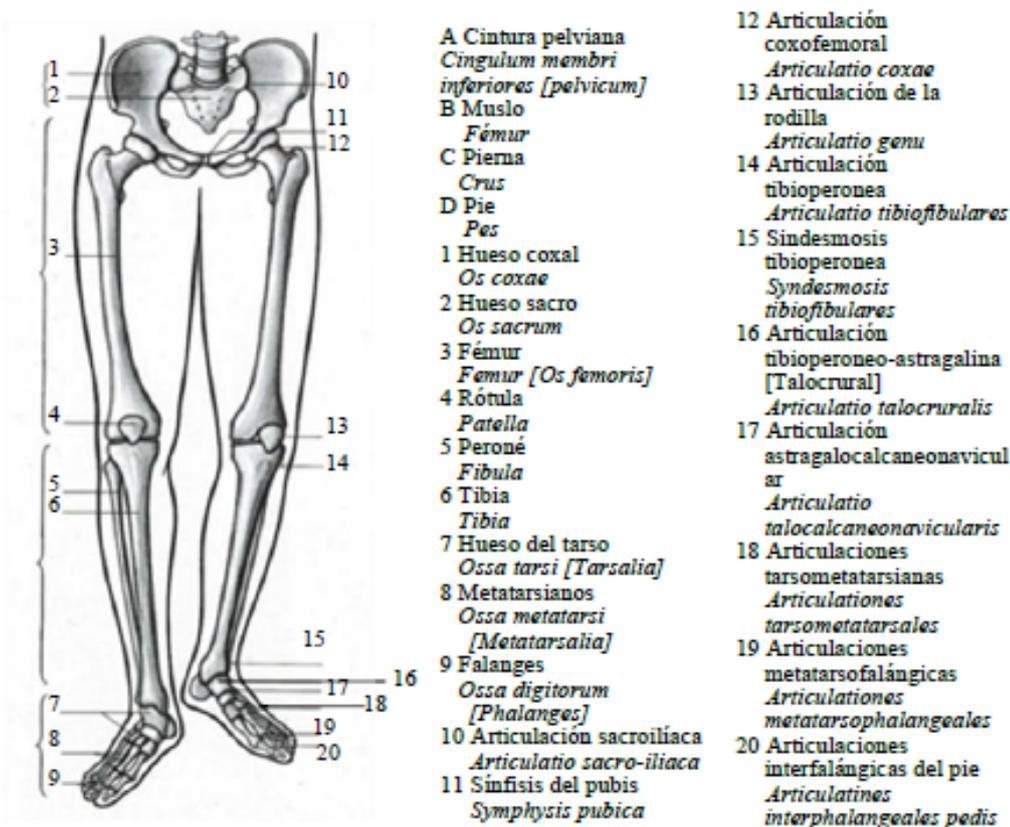
### 3. ANTROPOMETRÍA Y ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA

#### 3.1 Anatomía de la pierna

Dentro de la anatomía del cuerpo humano se tiene las extremidades inferiores, en la cual se tiene la pierna humana constituida por un sistema complicado de segmentos, articulaciones y músculos.

En el cuerpo humano la pierna es la que se encarga de cumplir muchas tareas, estáticamente como soporte cuando está sin movimiento, o como en un sistema dinámico al momento de correr, saltar, caminar; todas estas tareas se pueden hacer con rapidez o agilidad. (BLICKHAN, y otros, 2000). A continuación, se muestra la Figura 10 como la pierna humana está dividida en tres segmentos que son: cadera, pierna y pie.

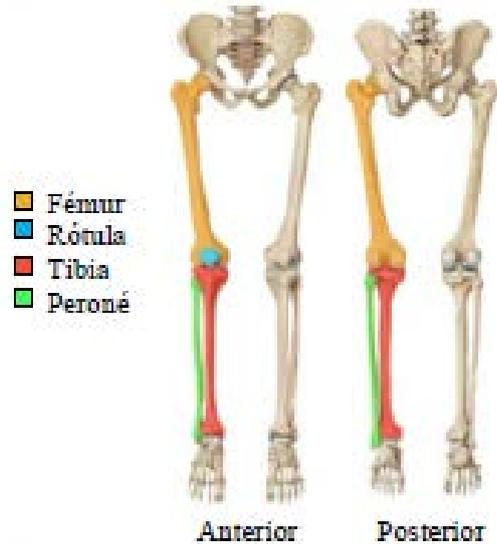
Figura 10. Estructura de la pierna humana ósea y muscular



Fuente: (ROHEN, y otros, 2007)

3.1.1 *Estructura ósea de la pierna.* Está constituida básicamente por cuatro huesos, en la parte superior se encuentra el fémur y la rótula, y en la parte inferior la tibia y el peroné. La pierna humana se encuentra ubicada entre la cadera y el tobillo como se muestra en la figura 11. (KAPANDJI, 2006) (MARTINEZ PAREDES, 2013)

Figura 11. Estructura ósea de la pierna



Fuente: (FALLER, et al., 2004)

3.1.1.1 *El fémur.* El fémur considerado el hueso más largo y voluminoso del cuerpo humano; está unido por una articulación a un extremo por el hueso coxal el cual conforma la cadera, y está unido en su extremo inferior por la tróclea donde se une la tibia en la rodilla.

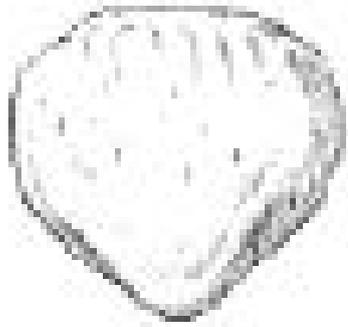
Figura 12. Vista frontal y posterior del fémur



Fuente: (FENEIS, et al., 2000)

3.1.1.2 *La rótula*. Es la que se encarga de proteger la parte frontal de la articulación de la rodilla, es un hueso plano y redondeado, como se muestra en figura 13, cuya función principal es la de permitir la extensión de la rodilla. (MARTINEZ PAREDES, 2013)

Figura 13. Rotula



Fuente: (FENEIS, et al., 2000)

3.1.1.3 *La tibia*. Es un hueso largo y voluminoso y siendo el segundo hueso más largo en el cuerpo humano, figura 14; se encuentra articulada por el fémur y la rótula en su parte superior y de forma lateral con el peroné, de la misma manera el peroné está a un lado de la tibia conectado superior e inferiormente, la pequeña parte superior está localizada hacia la parte trasera y por debajo de la cabeza de la tibia, además excluida de la articulación de la rodilla, en cambio su parte inferior está adelante dirigiéndose por debajo de la tibia dando lugar a la formación de la cara lateral de la articulación del tobillo. (MARTINEZ PAREDES, 2013)

Figura 14. Vista frontal y posterior de la tibia



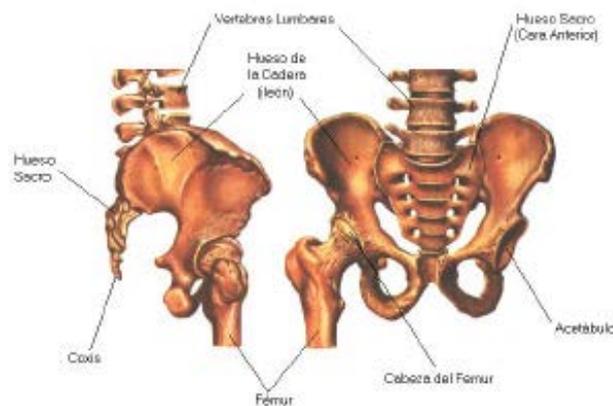
Fuente: (FENEIS, et al., 2000)

### 3.2 Anatomía de la cadera

Dentro de la anatomía humana tenemos la cadera que tiene como rol mantener o proveer estabilidad al cuerpo humano, la misma que está constituida por dos huesos llamados iliacos o coxales, los cuales se encuentran fuertemente unidos hacia atrás y soldados en la parte delantera; estos huesos están rodeados por fuertes músculos permitiéndoles gran movilidad. (CORTÉS RAMÍREZ, y otros, 2013)

Las enfermedades más comunes que sufre la cadera son la tendinitis y la artrosis. En la figura 15 se muestra las principales partes de la cadera.

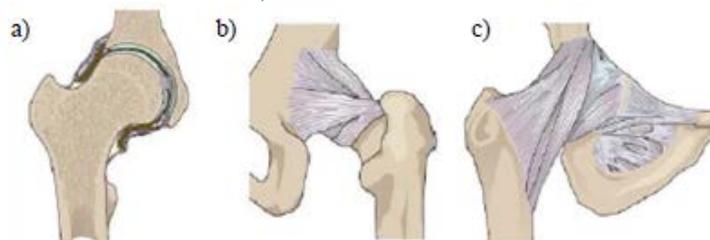
Figura 15. Vista de la anatomía de la cadera



Fuente: (LATARJET, et al., 1992)

Las articulaciones en la cadera, figura 16, son las que permiten que ésta tenga movilidad en los tres ejes del cuerpo humano, otorgándole a éste que pueda moverse libremente la cadera en contra de la pierna o que la pierna pueda moverse en contra de la cadera, al momento de caminar estas se van alternando.

Figura 16. Articulación de la cadera humana a) corte sagital. b) vista posterior con tendones. c) vista frontal con tendones

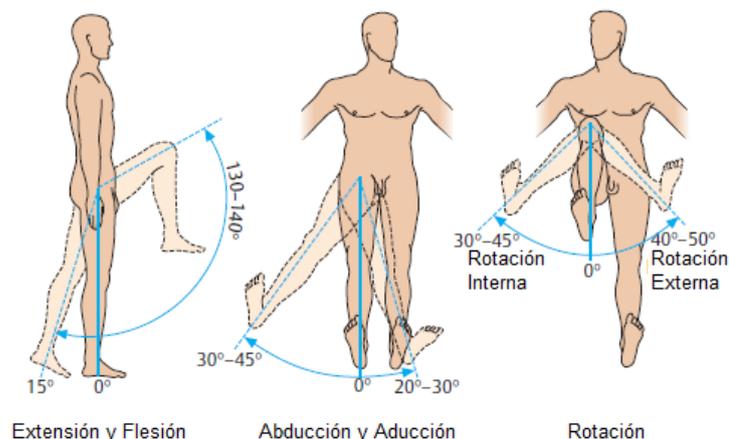


Fuente: (FALLER, et al., 2004)

Los movimientos básicos de la cadera gracias a las articulaciones son tres como se muestra en la figura 17:

- **Flexión y extensión.** Estos por lo general se generan en el plano transversal, el ángulo de la pierna hacia atrás extendida es de aproximadamente  $15^\circ$ , y flexionada en dirección hacia el tórax oscila entre los  $130^\circ$  y  $140^\circ$  como máximo.
- **Abducción y aducción.** La abducción es generada con respecto al eje sagital y genera ángulos de  $30^\circ$  a  $45^\circ$  como máximo, mientras que la aducción está en el intervalo de  $20^\circ$  a  $30^\circ$  cuando está cruzando sobre la otra pierna.
- **Rotación.** La rotación interna es generada al momento que el muslo rota hacia al cuerpo, generando un ángulo aproximado máximo de  $40^\circ$  a  $50^\circ$  con la pierna flexionada, y al rotar hacia afuera el muslo tiene un rango de  $30^\circ$  a  $45^\circ$ .

Figura 17. Movimiento de la articulación de la cadera



Fuente: Rangos de movimientos (FALLER, et al., 2004)

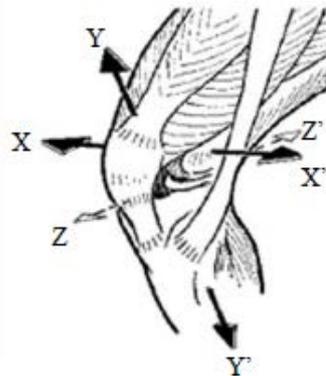
### 3.3 Anatomía de la rodilla

Considerada la articulación más importante del cuerpo humano, ya que ésta es la que soporta la mayor parte del peso en posición de pie. Esta articulación cuenta con un grado de libertad y le permite a la pierna que se flexione, como se indica en la figura 18, y por ende se estire; esta acción hace que la pierna se acerque o aleje en menor o mayor medida del suelo con respecto al cuerpo. Por lo general la rodilla siempre trabaja en compresión por la acción de la gravedad. (CORTÉS RAMÍREZ, y otros, 2013)

La articulación de la rodilla es un caso extraordinario ya que debe poseer estabilidad en su extensión máxima, posición en la cual soporta todo su peso y con respecto a los brazos como palanca por la longitud de los mismos. Proporcionar movilidad con respecto a un cierto grado de flexión, movilidad necesaria en la carrera y orientación del pie con respecto a terrenos irregulares.

Está compuesta por dos articulaciones diferentes, la articulación femorotibial que al mantener contacto las superficies de los cóndilos y la tibia la hace de mucha importancia como articulación bicondilea (con dos cóndilos) y la articulación femoropatelar constituida por la parte posterior de la rótula y por la tróclea femoral, considerada diartrosis del género tróclear. (CORTÉS RAMÍREZ, y otros, 2013)

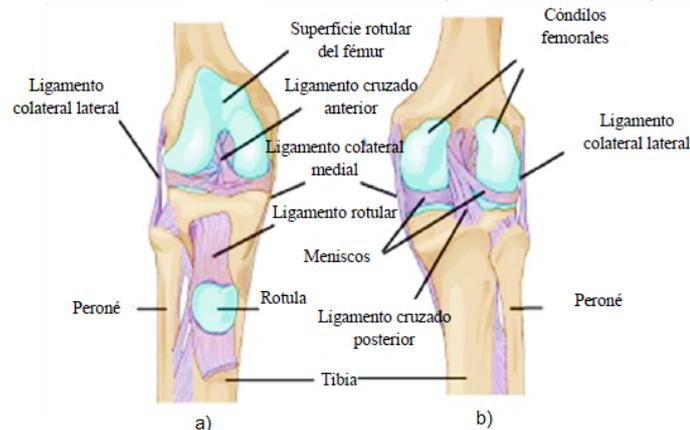
Figura 18. Vista interna de la rodilla flexionada



Fuente: (KAPANDJI, 2006)

La rodilla se mantiene sustentada por dos grupos de fuertes ligamentos, figura 19. Los ligamentos colaterales medial y lateral, y los ligamentos cruzados anterior y posterior.

Figura 19. Articulación de la rodilla humana a) Vista frontal b) Vista posterior



Fuente: (FALLER, et al., 2004)

### 3.4 Anatomía del tobillo

El tobillo es una articulación muy cerrada la cual sufre limitaciones importantes, ya que al soportar el peso humano se convierte en soporte monopodal e incluso cuando aumenta su energía producida cuando el pie se pone en contacto con el suelo durante la marcha, salto o carrera.

El tobillo está formado por tres huesos: peroné, la tibia y el astrágalo, los dos primeros dan lugar a la bóveda en la que encaja la cúpula del tercero, los cuales permiten que el tobillo realice movimientos de flexo-extensión del pie, figura 20. (CORTÉS RAMÍREZ, y otros, 2013)

Figura 20. Anatomía del tobillo



Fuente: (WILLIAMS, y otros, 1996)

Los que se encargan de la estabilidad del tobillo son los ligamentos y son:

- Ligamento deltoideo: Es la unión del astrágalo y el calcáneo con la tibia y se localiza en el lado interno del tobillo.
- Ligamento lateral: Estos se encuentran en el lado externo y son tres diferentes, que unen el astrágalo y el calcáneo con el peroné.
- Ligamento de la sindesmosis: Estos se encargan de mantener unida la tibia con el peroné.

### 3.5 Anatomía del pie

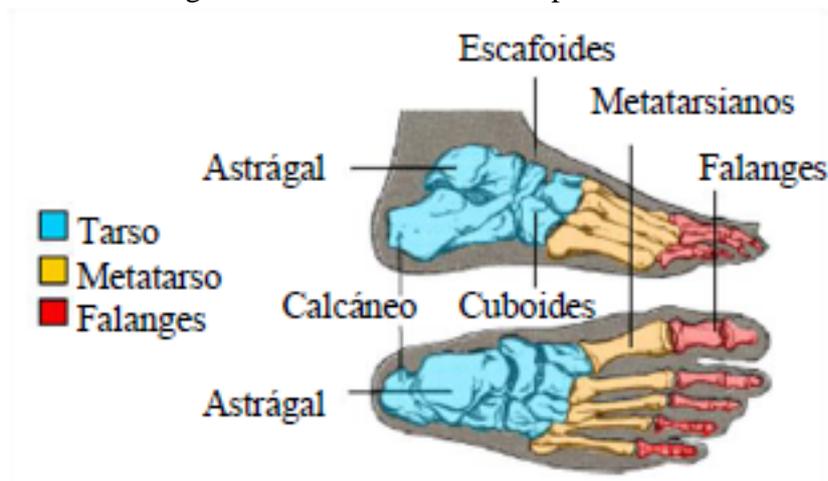
Está conformado por 28 huesos incluyendo los sesamoideos cuyos movimientos están interrelacionados entre sí, y se dividen en tres secciones, pie delantero, pie trasero y pie medio. Los cuales se constituyen de 14 falanges y 5 metatarso en el pie delantero, estos se comportan como puente entre el pie medio y los dedos y se extienden cuando soportan peso. (NORDIN, y otros, 2004)

En cuanto el pie medio está compuesto por 5 de los 7 tarsos, que son el cuboides, el escafoides y 3 cuñas cuneiformes. Y el pie trasero por los dos tarsos restantes el calcáneo y el astrágalo. (ORTS LLORCA, 1985).

Las articulaciones cumplen funciones importantes. La primera orientar el pie con respecto a los tres ejes para que el pie pueda orientarse al caminar con respecto al suelo, ya sea a cualquier topología de terreno.

La segunda tratar de acoplarse moviendo la bóveda plantar dependiendo las irregularidades del terreno para poder crear entre el suelo y la pierna, un sistema de amortiguamiento y así proporcionar una elasticidad y flexibilidad.

Figura 21. Estructura ósea del pie humano



Fuente: (FALLER, y otros, 2004)

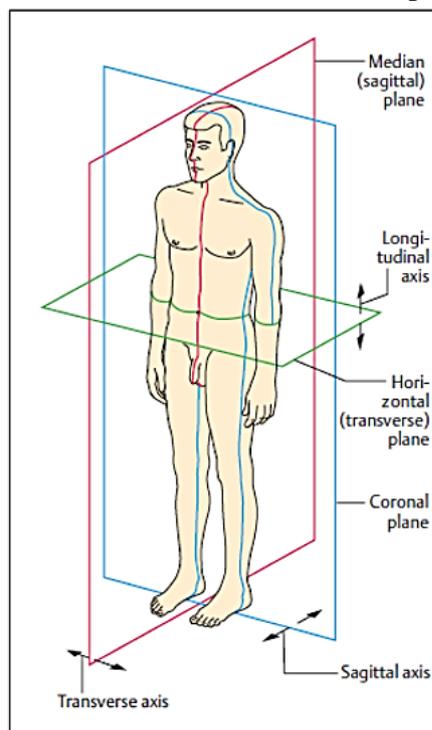
Las articulaciones por su conformación son numerosas y complejas. Se encargan de unir los huesos del tarso entre sí conectándose con los del metatarso, como se ve en la figura 21. Son las que a continuación se nombran:

- La articulación calcaneoastagaliana.
- La articulación mediotarsiana o de Chopart.
- La articulación tarsometatarsiana o de Lisfranc.
- Las articulaciones escafocuboidea y escafocuncales.

### 3.6 Análisis biomecánico de la marcha

El estudio de la marcha conlleva a tener conocimiento de la anatomía de las principales partes involucradas en el proceso como la cadera y los tres ejes del cuerpo como se indica en la figura 22.

Figura 22. Planos de referencia del cuerpo humano



Fuente: (FALLER, y otros, 2004)

Normalmente el miembro inferior actúa como una cadena cinemática la cual comienza por la articulación de la cadera (coxofemoral), la de rodilla (femorotibial), tobillo (tibiotarsiana), las que se encargan de dar movimiento al pie. (KAPANDJI, 2006)

3.6.1 *Cadera*. En si la cadera está considerada como una junta esférica de tres grados de libertad, las cuales le permite rotar sobre los ejes generados por la intersección de los planos y además cuenta con diferentes movimientos mostrados a continuación.

- Flexión-extensión: situado en el plano sagital.
- Abducción-aducción: situado en el plano frontal.
- Rotación interna-externa: situado en un plano transversal.

Figura 23. Movimientos de la cadera



Fuente: (REINHARDT, 2001)

3.6.2 *La rodilla.* En cambio, en éste tiene como movimiento principal la flexión-extensión de la rodilla la cual lo realiza en un eje medial lateral. Pero es posible que éste al realizar la marcha tenga tres grados de libertad durante la marcha como se indica en la figura 24. (NORDIN, 2004)

Figura 24. Ejes y grados de libertad de la rodilla



Fuente: (KAPANDJI, 2006)

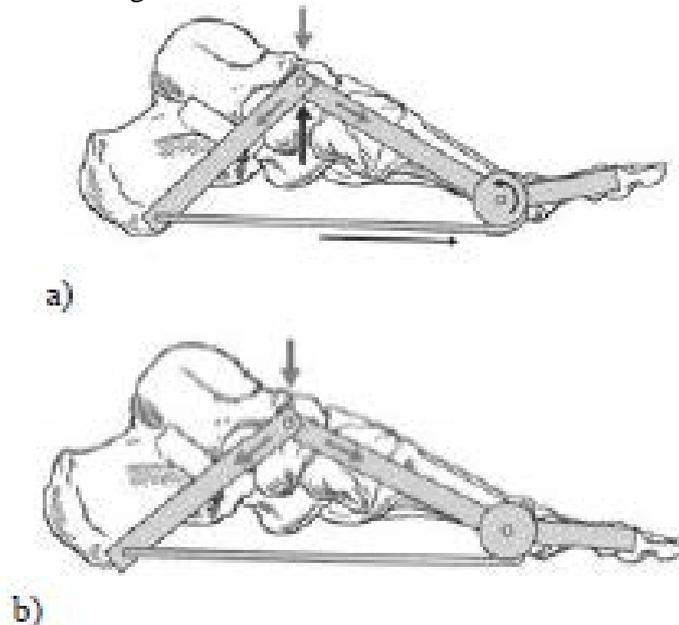
3.6.3 *El tobillo*. Anteriormente se mencionó que el tobillo está limitado por la morfología de la articulación tibioperonea-astragaliana la cual solo permite la flexión planar (extensión) y la dorsiflexion (flexión).

Comúnmente para realizar este análisis de la marcha se lo considera como elemento rígido, pero se necesita al pie considerar como un elemento semirrígido (como un resorte en la transferencia de peso y como un brazo de palanca en el despegue) o para obtener una estructura que permita estabilidad para mantener el peso del cuerpo. (NORDIN, 2004)

Las pérdidas de movimientos en la articulación ya sea de movimiento o muscular no solo afecta al tobillo sino también tienen repercusión en las demás articulaciones de la extremidad inferior.

Existe un mecanismo fundamental para el buen desenvolvimiento del miembro inferior que es el mecanismo “Windlass”. Esto indica que, si no tiene un buen funcionamiento el mecanismo, el pie no se comportaría como una palanca eficiente y no se obtendría la fuerza de efectiva de propulsión o empuje. Además, que este ocasionaría algunas lesiones, así se evidencia en la literatura científica. En la figura 25a se indica la fase de despegue del talón, y en la figura 25b en la fase plantar. (LACOTE, y otros, 1984)

Figura 25. El mecanismo "Windlass"

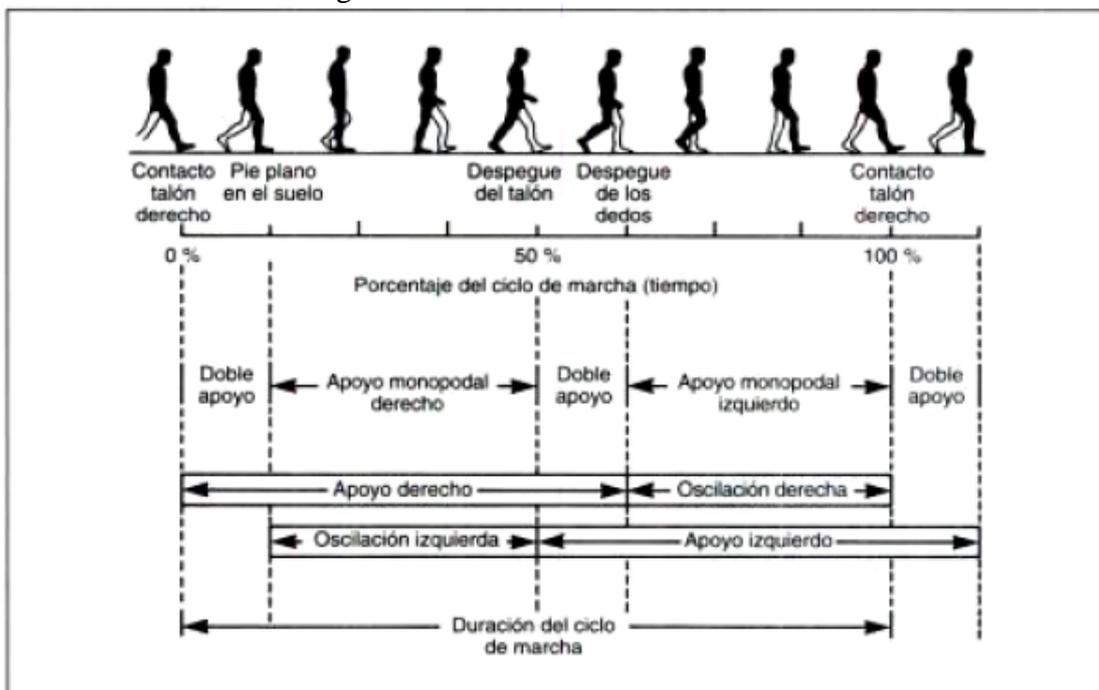


Fuente: (CORTÉS RAMÍREZ, y otros, 2013)

### 3.7 La marcha normal humana

La marcha o caminata se obtiene como resultado en la acción coordinada de varios elementos o sistemas musculares los cuales permiten al ser humano mantenerse de pie. El humano, por ser bípedo utiliza su cintura pélvica y miembros inferiores como principales para mantener una marcha estable, y en menor medida, la cintura escapular, tronco y los superiores, estos a su vez en menor proporción dan estabilidad al caminar. (MARTINEZ PAREDES, 2013)

Figura 26. Fases de la marcha humana



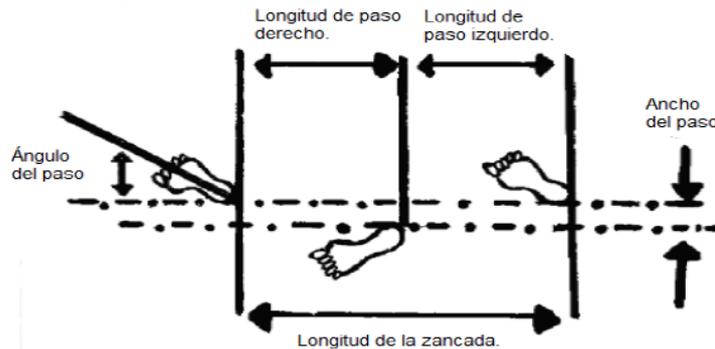
Fuente: (SAUCEDO ROMERO, 2009)

### 3.8 Ciclo de la marcha

El ciclo de la marcha se considera cuando se apoya el talón en el suelo y finaliza cuando se pone en contacto el mismo talón del mismo pie en el suelo.

El ciclo de la marcha posee dos fases muy importantes, la primera que considera el 60 % de la marcha que es la fase de apoyo y la segunda con el 40% en la fase de oscilación o balanceo, ver figura 27, un ciclo está formado por dos pasos y este a la vez forma una zancada, indicando que cada pie tiene una fase de apoyo y una de balanceo. (GÓMEZ, y otros, 2005)

Figura 27. Parámetros de la marcha humana



Fuente: (SAUCEDO ROMERO, 2009)

3.8.1 *Fase de apoyo.* (SAUCEDO ROMERO, 2009) Comienza desde el contacto del talón con el suelo y termina con el despegue de antepié. Según (PERRY, 1992; SÁNCHEZ-LACUESTA, 1993), la fase de apoyo se puede subdividir en diferentes subfases que son (GÓMEZ, y otros, 2005):

- Fase de contacto inicial (CI). 0-2%
- Fase inicial de apoyo o de respuesta inicial de carga (AI). 0-10%
- Fase media de apoyo (MA). 10-30%
- Fase final de apoyo (AF). 30-50%
- Fase previa de oscilación (OP). 50-60%

3.8.1.1 *Fase de contacto inicial (CI).* Comienza cuando se produce el contacto del pie con el suelo para iniciar el apoyo y este se presenta en el intervalo del 0% al 2 % de la marcha. (GÓMEZ, y otros, 2005) (SAUCEDO ROMERO, 2009)

3.8.1.2 *Fase inicial de apoyo o de respuesta inicial de carga (AI).* Este apoyo considerado también como apoyo plantar origina la estabilidad mediante la amortiguación del descenso del cuerpo, y abarca del 0% al 10% del ciclo de la marcha. En la cual se presentará un descenso de la masa corporal al momento de flexionar la rodilla y a la vez la flexión del tobillo en su posición planar. (SAUCEDO ROMERO, 2009)

3.8.1.3 *Fase media de apoyo (MA).* En esta fase el cuerpo experimenta una estabilidad de la cadera con la rodilla, ya que el cuerpo se mueve con respecto a un pie estacionario, y se presenta en el intervalo entre 10% y el 30% de la marcha. (GÓMEZ, y otros, 2005) (SAUCEDO ROMERO, 2009)

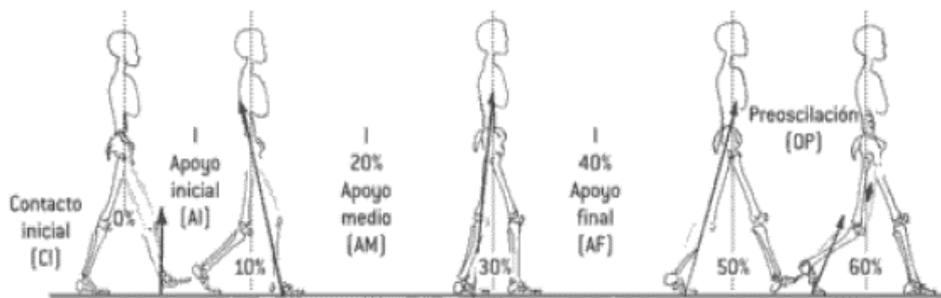
3.8.1.4 *Fase final de apoyo (AF)*. Está ubicada en el intervalo del 30% -50% del ciclo, esta fase comienza con el despegue de talón y finaliza con el contacto de talón del miembro contralateral, ver figura 28. (SAUCEDO ROMERO, 2009)

Esto da lugar a que el talón se despegue del suelo y se comienza a rotar sobre el antepié y el cuerpo a su vez sobrepasa al pie de soporte y por lo tanto la rodilla termina su extensión y comienza a flexionarse, en cuanto la cadera continúa extendiéndose para lograr finalmente que el miembro contralateral contacte el suelo con el talón. (GÓMEZ, y otros, 2005)

3.8.1.5 *Fase previa de oscilación (OP)*. Inicia el segundo período el cual se considera como doble apoyo, en esta fase el miembro comienza a experimentar la oscilación o balanceo.

Esta fase se suscita por la carga del miembro contralateral que va a recibir una carga de entrada. Ésta presentará una flexión del tobillo y de rodilla de forma plantar, la cual caracteriza a esta fase, y se presenta en el 50% al 60% de la marcha. (GÓMEZ, y otros, 2005) (SAUCEDO ROMERO, 2009)

Figura 28. División de fases de apoyo



Fuente: (SAUCEDO ROMERO, 2009)

3.8.2 *Fase de oscilación*. Según (Perry, 1992; Sánchez-Lacuesta, 1993), la fase de apoyo se puede subdividir en diferentes subfases que son (GÓMEZ, y otros, 2005) (SAUCEDO ROMERO, 2009):

- Fase inicial de oscilación(OI). 60-73%
- Fase media de oscilación (OM). 73-87%
- Fase final de oscilación (OF). 87-100%

3.8.2.1 *Fase inicial de la oscilación (OI)*. Esta fase se origina cuando el pie está en el aire su avance se produce por la flexión de cadera y rodilla, para así liberarlo del suelo y lograr una cadencia adecuada. Esta fase está comprendida entre el intervalo del 60% al 73% del ciclo de la marcha. (SAUCEDO ROMERO, 2009)

Su actividad muscular se originará en su bíceps crural y una máxima actividad en los flexores dorsales, también tendrá actividad muscular en el tibial anterior. (GÓMEZ, y otros, 2005) (SAUCEDO ROMERO, 2009)

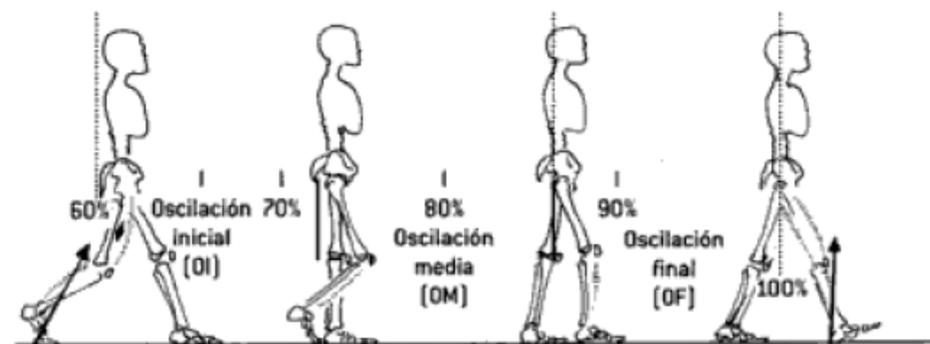
3.8.2.2 *Fase media de oscilación (OM)*. Se origina en el momento que los miembros inferiores se cruzan y finalizan cuando el miembro que está oscilando paso por delante del miembro contralateral. Y comprende entre el 73% y 87% del ciclo, ver figura 30.

Al culminar esta fase, tenemos que la cadera alcanza su flexión máxima en cuanto la posición de la pierna se considera casi vertical, mientras que la rodilla se mantiene en extensión. En este momento la separación del suelo con respecto al pie es mínima. (SAUCEDO ROMERO, 2009)

3.8.2.3 *Fase final de oscilación (OF)*. Esta fase se considera como la culminación de la marcha, y ocurre en el contacto del miembro con el suelo, esto se denomina paso a una zancada, ver figura 29.

En la terminación de la misma la flexión de rodilla y cadera se frenan, para así obtener los objetivos de ir desacelerando la pierna y así mantener correctamente el pie para contactar con el suelo. (GÓMEZ, y otros, 2005) (SAUCEDO ROMERO, 2009)

Figura 29. División de fases de oscilación



Fuente: (SAUCEDO ROMERO, 2009)

## CAPÍTULO IV

### 4. ESTUDIO DE ALTERNATIVAS

Este estudio nos permite analizar todas las alternativas que se estudiaron antes de tomar la decisión de la realización de este diseño en concreto. Con cada una de ellas se discuten sus ventajas e inconvenientes existentes.

#### 4.1 Determinación de las especificaciones de la máquina

El exoesqueleto debe contar con todos los requerimientos o especificaciones otorgados, para satisfacer las necesidades del usuario, cuyo objetivo es realizar la rehabilitación adecuada a los pacientes.

4.1.1 *Casa de calidad.* (RIBA ROMEVA, 2002) La matriz de la casa de la calidad o matriz QFD (*Quality Function Deployment*) es la que se encarga de determinar las mejores características técnicas para nuestro exoesqueleto, este método permite cumplir todos los objetivos planteados por el usuario.

Para realizar la casa de la calidad se requiere tener en cuenta los requerimientos y características del producto, de estos se encarga el ingeniero, en interpretarlo y a la vez evaluarlos para saber cuáles son de mayor relevancia en el diseño final.

4.1.1.1 *Voz del usuario (VOC).* Se encarga de entregar las características que debe tener el producto terminado, y esas características son las siguientes:

- Que sea de bajo costo
- Que sea de fácil mantenimiento
- Que sea desmontable
- Que sea liviano
- Que sea de fácil operación
- Que sea resistente a impactos
- Que su mecanismo sea silencioso
- Que la interfaz de usuario sea amigable (no realice sobreesfuerzos el paciente)

- Que el producto dure mucho tiempo
- Que los materiales no se corroan con el ambiente
- Que exista comodidad para el control, elementos de operación
- Que nos permita realizar varios movimientos de rehabilitación
- Que sea de fácil construcción (materiales y forma geométrica)
- Que permita controlar los niveles de esfuerzo en la terapia
- Que los movimientos no sean bruscos
- Que el paciente no sienta dolor o molestias al utilizar

4.1.1.2 *Voz del ingeniero*. Este se encarga de transformar técnicamente los requerimientos de la voz de usuario, y obteniendo las siguientes características para determinar el exoesqueleto. (RIBA ROMEVA, 2002)

- Costo
- Confiabilidad
- Períodos de mantenimiento
- Peso
- Control
- Seguridad
- Nivel de ruido
- Puesta en marcha
- Vida útil
- Corrosión
- Dimensiones
- Movimientos (pasivos, activos, asistidos)
- Materiales
- Control de esfuerzo
- Precisión
- Ergonómico

4.1.1.3 *Resultados de la matriz de calidad*. La matriz QFD que se muestra en la figura siguiente fue elaborada según los requerimientos entregados y bajo los conceptos de Riba. (RIBA ROMEVA, 2002)



4.1.1.4 *Conclusiones de la matriz de la calidad.* Obtenidos los resultados dentro de la matriz de la calidad, los requerimientos más importantes son: (RIBA ROMEVA, 2002)

- Confiabilidad
- Control
- Ergonomía
- Seguridad
- Dimensiones

Esto determina que el exoesqueleto debe contar con una seguridad muy alta para el usuario, ya que esto se determinó como el requerimiento más importante en la casa de la calidad.

#### 4.2 Especificaciones técnicas del exoesqueleto

Mediante el análisis realizado previamente en el QFD, se ha obtenido las especificaciones técnicas del exoesqueleto, las mismas que se indican en la siguiente tabla.

Tabla 2. Especificaciones técnicas del exoesqueleto

<b>Empresa cliente:</b> Auspiciante <b>Diseñadores:</b> Emiliano Aguirre Daniel Cevallos		<b>Producto:</b> Exoesqueleto de extremidades inferiores para Rehabilitación		<b>Fecha de inicio:</b> 2016-10-03 <b>Fecha final:</b> 2016-10-13
				<b>Página. 01</b>
<b>Especificaciones</b>				
<b>Concepto</b>	<b>Fecha</b>	<b>Importancia</b>	<b>R/D</b>	<b>Descripción</b>
Función		D	R	Dispositivo para el miembro Inferior
Material		C	R	Duraluminio
Seguridad y Confiabilidad		C	R	Debe ser seguro y ajustable a diferentes medidas y rangos de movimientos
Ajustable		C	R	Debe ser ajustable a rango de longitud del miembro inferior

Fuente: Autores

Tabla 2. (Continuación) Especificaciones técnicas del exoesqueleto

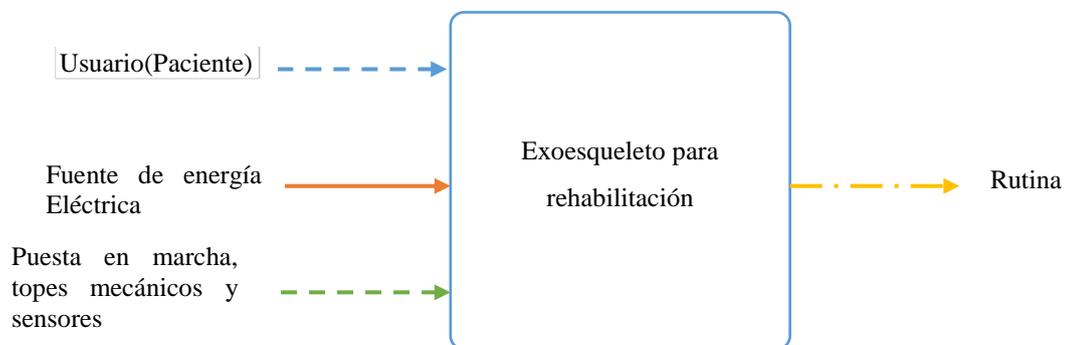
Concepto	Fecha	Importancia	R/D	Descripción
Vida útil y mantenimiento		D	D	El exoesqueleto debe tener una confiabilidad del 90%
		D	R	Fácil mantenimiento
Dimensiones		C	R	Rango de (1,7-1,45) m
Control y Señales		C	R	Los controles del exoesqueleto deben ser de fácil comprensión por el Usuario
Propone: M= Marketing; C = Cliente; D =Diseño; F= Fabricación R/D: R = Requerimiento; D = Deseo; MR = Modificación de Requerimiento				

Fuente: Autores

### 4.3 Análisis funcional

El análisis funcional de un producto se encarga de conocer las funciones ya sean primarias o secundarias las cuales deben de realizarse adecuadamente. Este análisis parte de lo global a lo particular dependiendo el grado de complejidad del producto. Los requerimientos estudiados anteriormente nos permiten determinar las entradas y salidas del sistema, y a su vez encontrar las soluciones complementarias del sistema que conforma el exoesqueleto. (RIBA ROMEVA, 2002)

Figura 31. Función primaria del exoesqueleto



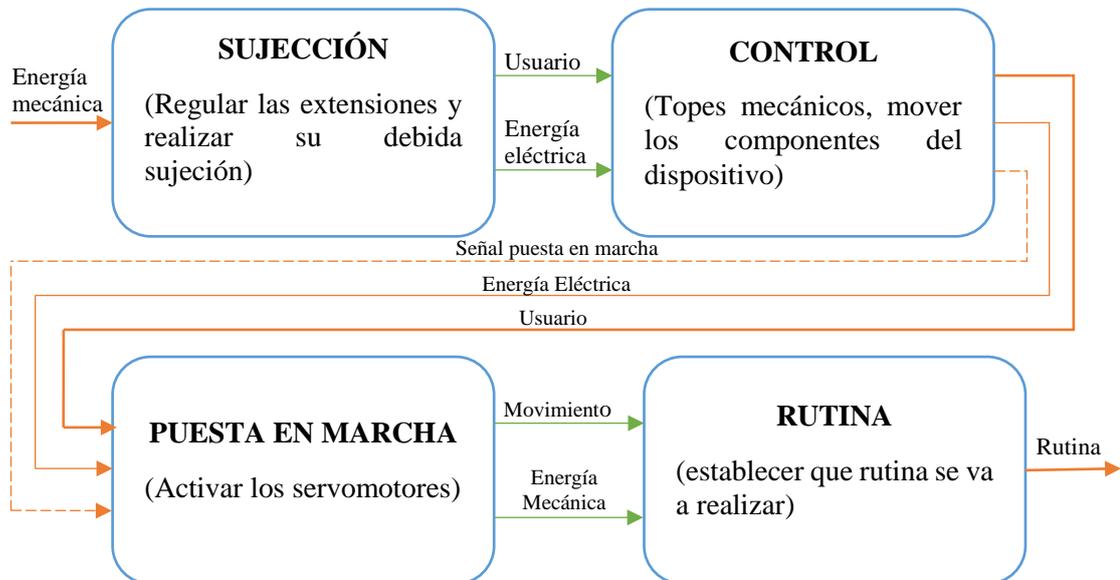
Fuente: Autores

El diagrama funcional del exoesqueleto para rehabilitación en su nivel principal es el que se muestra en la figura 31.

La función principal del primer nivel son las señales que se consideran importantes las cuales son: El usuario y el paciente que es considerado como el material, la señal de energía en este caso sería señal eléctrica y puesta en marcha considerada como la señal de control.

El nivel 2 se considera los subconjuntos que se encargan de que el exoesqueleto realice la rutina programada, y a la vez estas hacen que se alcance el nivel 1 para un buen funcionamiento del exoesqueleto.

Figura 32. Diagrama de las funciones secundarias del exoesqueleto

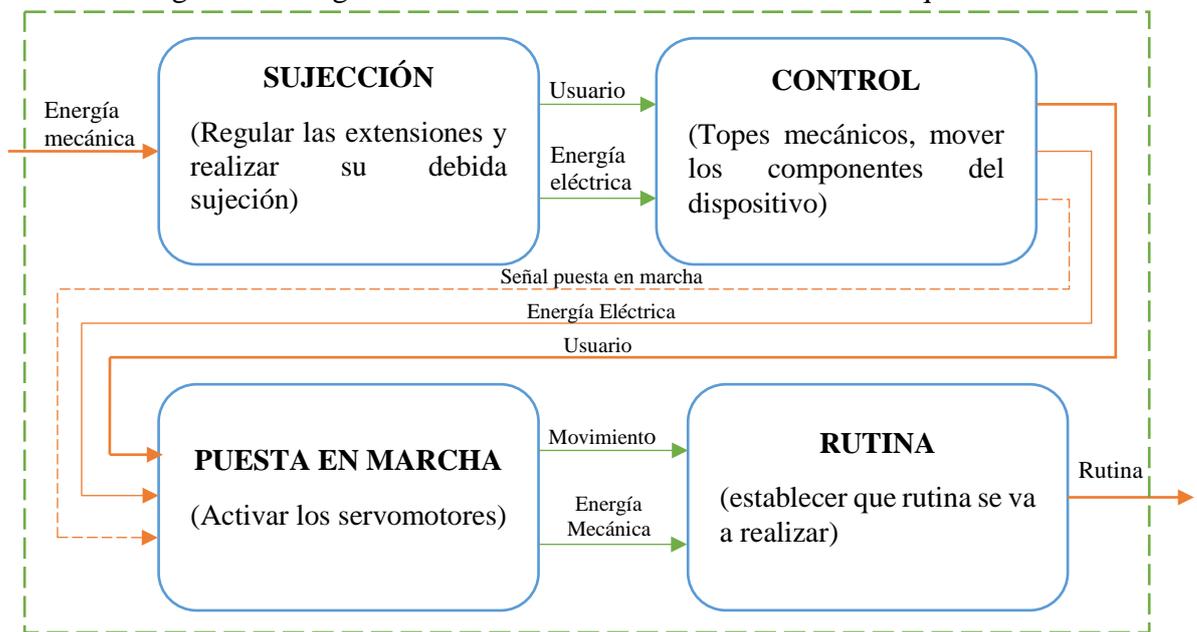


Fuente: Autores

4.3.1 *Definición de los módulos.* En la definición de módulos se identifica los bloques funcionales que va a tener el exoesqueleto, es así que se puede optimizar y disminuir costos, facilitar el mantenimiento y la construcción del mismo.

Además, con el análisis de cada uno de estos se pretende entender de una manera más específica de los elementos que componen el análisis funcional del exoesqueleto, más adelante se hablara de cada uno, permitiendo encontrar con mayor facilidad la alternativa más conveniente para este proyecto.

Figura 33. Diagrama de las funciones secundarias del exoesqueleto



Fuente: Autores

4.3.2 *Alternativas de solución.* Para la evaluación de los criterios para el diseño del exoesqueleto, se evalúan las funciones del módulo expuesto.

- Regulación y sujeción
- Control de posición
- Puesta en marcha
- Rutina

4.3.2.1 *Regulación y sujeción.* Ajustar al tipo de usuario del cual va hacer uso el exoesqueleto, en esta parte el usuario tiene que regular de forma manual las extensiones ya sean de canilla y pierna, para alargar o contraer el exoesqueleto.

En el sistema de sujeción se tiene correas ajustables las cuales permiten mantener un buen agarre en la cadera y a su vez serán de licra para no dañar o malograr la piel humana, y en la parte de sujeción de canilla y pierna se encuentra un sistema de anillo semirrígido.

- Ventajas. Manipulación rápida esto se debe al sistema empleado de sujeción para el usuario.

- Desventajas. La regulación tomará algunos minutos dependiendo el paciente al que vaya a estar empleado.

Figura 34. Sistema de regulación del exoesqueleto



Fuente: Autores

4.3.2.2 *Control de posición.* Restricciones mecánicas que debe tener el exoesqueleto, los movimientos en los eslabones estarán bajo los parámetros ya sea de un servo motor, actuador neumático, músculo neumático, actuador hidráulico lineal, motor paso a paso, motor CC, actuador neumático lineal, actuador elástico, actuador magnetoreológico un motoreductor, los cuales se encargan de transmitir los movimientos cada uno de ellos mediante diferentes mecanismos.

En este caso se utilizará servos motores los cuales trabajan bajo impulsos eléctricos en desplazamientos angulares y esto hace que el servo realice su movimiento en grados (paso) siempre dependiendo de sus entradas.

Estos dispositivos tendrán sus restricciones ya que cada eslabón debe simular la marcha humana, para conseguir este objetivo se utilizaron los grados de pierna, canilla o pie, tomadas de la literatura ya antes estudiada en el capítulo de antropometría, con estos grados de cómo actúan cada una de las partes de las extremidades inferiores se transmiten a nuestro exoesqueleto tomándolos para saber hasta dónde se puede mover el eslabón ya sea en flexión, extensión, abducción o deducción.

- Ventajas. Nos permite realizar diferentes movimientos antes de comenzar a utilizarlo como un dispositivo de rehabilitación.

- Desventajas. Las configuraciones de los servos deben tener un grado de eficiencia alto, para poder realizar los movimientos adecuadamente.

Figura 35. Modelo de articulación del exoesqueleto



Fuente: Autores

4.3.2.3 *Puesta en marcha*. El sistema de puesta en marcha en su mayoría tiene diferente configuración, ya que las innovaciones de estos productos vienen de la mano de la tecnología de cada país o región donde han sido creados, eso los hace muy costosos para introducirlos en el medio.

Figura 36. Puesta en marcha del exoesqueleto



Fuente: Autores

4.3.2.4 *Rutinas*. Estarán bajos los criterios de utilización para qué o cuál movimiento debe realizarse.

Una rutina será la caminata y dependerá de las condiciones antes mencionadas, desde su adecuación, hasta la puesta en marcha, y estará bajo el control de personas que tengan conocimiento del exoesqueleto.

La segunda rutina corresponde a un movimiento específico para la rehabilitación de la rodilla y dependerá de las condiciones antes mencionadas, desde su ajuste hasta la puesta en marcha y estará supervisada por la persona que esté a cargo de la rehabilitación.

#### 4.4 Alternativas de módulos

Para obtener la mejor alternativa se debe interrelacionar entre las dos posibles soluciones teniendo en cuenta que estas sean compatibles. (RIBA ROMEVA, 2002)

La primera alternativa que se muestra en la figura 37 se considera el sistema de extensión y reducción al igual que su sistema de sujeción en la parte de la canilla.

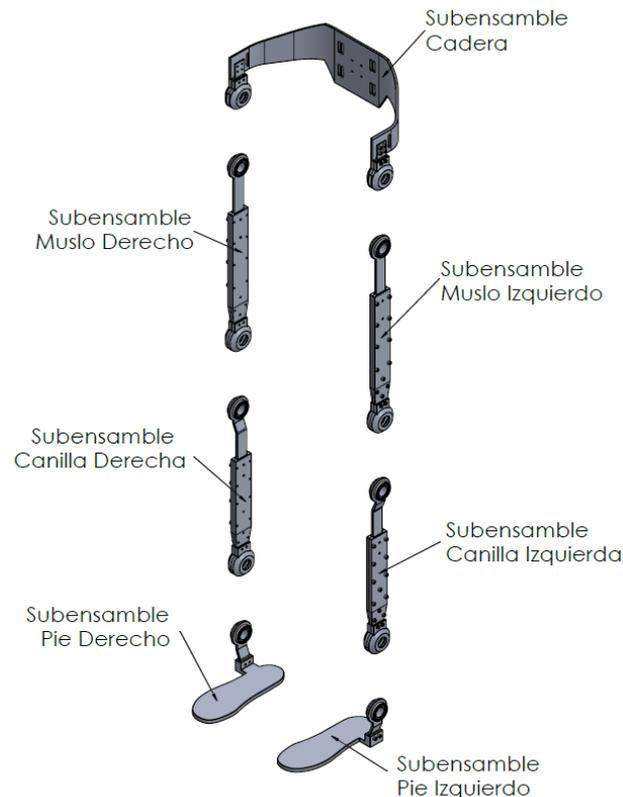
Figura 37. Primera alternativa del exoesqueleto



Fuente: Autores

La segunda alternativa se muestra en la figura 38 la misma que en su diseño considera el sistema de extensión y reducción al igual que el sistema de sujeción en la parte de la canilla.

Figura 38. Segunda alternativa del exoesqueleto



Fuente: Autores

El primero como se indica en la figura 37, muestra el sistema donde va a estar sujeto la cadera, esta parte es de un área más grande la cual permite tener más apoyo y a su vez brinda mayor seguridad, a comparación que en el otro exoesqueleto mostrado en la figura 38 en la misma parte su área es más pequeña y el sistema de ajuste es menor.

Las partes de conformación de pierna y canilla casi son parecidas, pero el sistema de construcción y agarre de piezas es diferente en los dos sistemas que se analizaron. Una de las causas sería que en un futuro al momento de mandar a construir los prototipos se tendrá diferente grado de complejidad en comparación del uno y el otro, por ende, se considera el primero como la alternativa más viable. Eso no quiere decir que el segundo iba a fallar, se realizaron los análisis correspondientes de igual manera para los dos, arrojando valores aceptables y dentro de los requerimientos.

4.4.1 *Evaluación de soluciones.* La determinación de un buen diseño dependerá del análisis que se realice a las alternativas planteadas. Estas no deben estar enfocadas en analizar su aspecto sino en el diseño propiamente. Para la toma de decisiones se debe tener en cuenta dos elementos importantes que son los siguientes:

- *Alternativas.* Las alternativas deben ser dos como mínimos y cuyas características deben ser diferentes.
- *Criterios.* Estos deben ser tomados en base las evaluaciones que deben hacerse a las alternativas.

4.4.2 *Método ordinal corregido de criterios ponderados.*(RIBA ROMEVA, 2002) Una de las maneras de encontrar solución entre diferentes criterios es solo conocer el orden de preferencia de evaluación. El método recomendable es el método ordinal corregido de criterios ponderados, el cual no necesita realizar la evaluación de parámetros de cada propiedad y sin necesidad de estimar numéricamente el peso de cada criterio.

Este método utiliza una tabla donde analiza cada criterio y a la vez este se relacionan con los de más criterio restantes y asigna los valores siguientes.

- Se determina 1. Si el criterio (o solución) de las filas es superior (o mejor;  $>$ ) que el de las columnas. (RIBA ROMEVA, 2002) (YUPANQUI TAIPE, 2016)
- Se determina 0,5. Si el criterio (o solución) de las filas es equivalente ( $=$ ) al de las columnas. (RIBA ROMEVA, 2002) (YUPANQUI TAIPE, 2016)
- Se determina 0. Si el criterio (o solución) de las filas es inferior (o peor;  $<$ ) que el de las columnas. (RIBA ROMEVA, 2002) (YUPANQUI TAIPE, 2016)

4.4.3 *Criterios de valoración del módulo.* Con la finalidad de encontrar el módulo más conveniente, se emplea el método ordinal corregido de criterios ponderados. A continuación, los requerimientos más determinantes. (RIBA ROMEVA, 2002)

- *Confiabilidad.* Es importante garantizar la vida útil de los elementos empleados y por lo tanto la seguridad del equipo.
- *Control.* Los controles utilizados en el dispositivo deben ser de fácil construcción para el usuario.

- *Ergonomía.* Es importante que el sistema debe ser seguro para diferentes periodos de tiempo y a la vez debe ser compatible con las dimensiones establecidas del exoesqueleto.
- *Seguridad.* El exoesqueleto debe tener los parámetros de resistencia y por ende debe ser seguro para el usuario.
- *Dimensiones.* el dispositivo debe ajustarse a diferentes usuarios con rangos de longitud del miembro inferior entre (159 – 176 cm)

Tabla 3. Criterios ponderados

Ponderación	Confiabilidad	Control	Ergonómico	Seguridad	Dimensiones	$\Sigma+1$	Ponderación
<b>Confiabilidad</b>		1	0,5	0,5	1	4	0,267
<b>Control</b>	0,5		1	0,5	0,5	3,5	0,233
<b>Ergonómico</b>	1	0,5		0	0,5	3	0,200
<b>Seguridad</b>	0,5	0,5	0		0,5	2,5	0,167
<b>Dimensiones</b>	0,5	0	0	0,5		2	0,133
					<b>Suma</b>	15	1

Fuente: Autores

A continuación, se realiza las evaluaciones de las soluciones con respecto a los criterios.

- Solución 1 representa a la primera alternativa de diseño estructural mecánico del exoesqueleto
- Solución 2 representa la segunda alternativa de diseño estructural mecánico del exoesqueleto.

Tabla 4. Evaluación de las soluciones (Confiabilidad)

Confiabilidad	Solución 1	Solución 2	$\Sigma+1$	Ponderación
<b>Solución 1</b>		0,5	1,5	0,429
<b>Solución 2</b>	1		2	0,571
		<b>Suma</b>	3,5	1

Fuentes: Autores

Tabla 5. Evaluación de las soluciones (Control)

Control	Solución 1	Solución 2	$\Sigma+1$	Ponderación
<b>Solución 1</b>		0,5	1,5	0,5
<b>Solución 2</b>	0,5		1,5	0,5
		<b>Suma</b>	3	1

Fuentes: Autores

Tabla 6. Evaluación de las soluciones (Ergonomía)

<b>Ergonomía</b>	<b>Solución 1</b>	<b>Solución 2</b>	<b><math>\Sigma+1</math></b>	<b>Ponderación</b>
<b>Solución 1</b>		0,5	1,5	0,429
<b>Solución 2</b>	1		2	0,571
		<b>Suma</b>	3,5	1

Fuentes: Autores

Tabla 7. Evaluación de las soluciones (Seguridad)

<b>Seguridad</b>	<b>Solución 1</b>	<b>Solución 2</b>	<b><math>\Sigma+1</math></b>	<b>Ponderación</b>
<b>Solución 1</b>		0,5	1,5	0,5
<b>Solución 2</b>	0,5		1,5	0,5
		<b>Suma</b>	3	1

Fuentes: Autores

Tabla 8. Evaluación de las soluciones (Dimensiones)

<b>Dimensiones</b>	<b>Solución 1</b>	<b>Solución 2</b>	<b><math>\Sigma+1</math></b>	<b>Ponderación</b>
<b>Solución 1</b>		0,5	1,5	0,429
<b>Solución 2</b>	1		2	0,571
		<b>Suma</b>	3,5	1

Fuentes: Autores

Tabla 9. Tabla de conclusiones

<b>Conclusión</b>	<b>Confiability</b>	<b>Control</b>	<b>Ergonomía</b>	<b>Seguridad</b>	<b>Dimensiones</b>	<b><math>\Sigma</math></b>	<b>Prioridad</b>
<b>Solución 1</b>	0,267x0,429	0,233x0,5	0,2x0,429	0,167x0,5	0,133x0,429	0,46	1
<b>Solución 2</b>	0,267x0,571	0,233x0,5	0,2x0,571	0,167x0,5	0,133x0,571	0,54	2

Fuentes: Autores

## CAPÍTULO V

### 5. DISEÑO METODOLÓGICO DE LA ESTRUCTURA DEL EXOESQUELETO

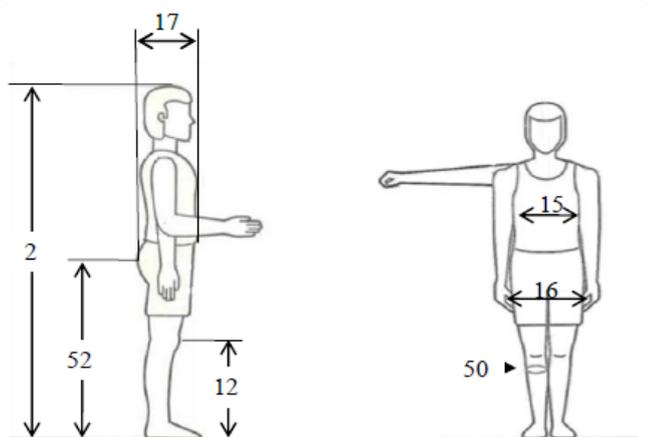
#### 5.1 Diseño inicial del exoesqueleto

El diseño inicial del exoesqueleto para extremidades inferiores parte del análisis de los requerimiento y necesidades de los pacientes y fisioterapeutas, en esta etapa el diseño se realiza con el dimensionamiento de las partes y se define las características que debe tener para que sea agradable con el usuario y operador.

5.1.1 *Caracterización de la antropometría.* Para el diseño del exoesqueleto, se requiere obtener las medidas principales de la antropometría de los pacientes en rehabilitación, para esto se toma una muestra de 35 pacientes en rehabilitación de sus extremidades inferiores, ver Anexo A, de las cuales se obtiene, mediante un análisis estadístico, la media y la desviación estándar, lo que se muestra en la tabla 10.

En la figura 39 se muestran las medidas que se toman en los pacientes en rehabilitación física, de las cuales se tiene:

Figura 39. Medidas antropométricas analizadas



Fuente: Autores

- 2: Estatura
- 12: Altura de rodilla

- 16: Diámetro Bitrocantérico
- 17: Profundidad Máxima Cuerpo
- 50: Perímetro Pantorrilla
- 52: Altura Trocánter Mayor

Tabla 10. Análisis estadístico de la antropometría de los pacientes

	<b>Parámetro</b>	<b>Media</b>	<b>Desviación estándar</b>
1	<b>Peso(kg)</b>	70,7	7,8
2	<b>Estatura</b>	169,2	4,7
52	<b>Altura Trocánter Mayor</b>	89,4	3,0
12	<b>Altura Rodilla</b>	48,5	2,6
15	<b>Diámetro Transversal Tórax</b>	47,0	2,6
16	<b>Diámetro Bitrocantérico</b>	48,8	2,4
17	<b>Profundidad Máxima Cuerpo</b>	22,8	1,8
50	<b>Perímetro Pantorrilla</b>	35,7	1,8
53	<b>Perímetro de Muslo</b>	52,3	4,5
26	<b>Altura Tobillo</b>	8,5	0,7
27	<b>Largo Pie</b>	24,6	1,7

Fuente: Autores

5.1.2 *Dimensionamiento de las partes del exoesqueleto.* En la Tabla 11 se muestra el análisis de los datos de las dimensiones antropométricas de las extremidades inferiores obtenidas de una muestra realizada a una población que se definió previamente.

Tabla 11. Análisis de datos antropométricos

<b>Medida</b>	<b>Magnitud</b>		
	<b>Mínima</b>	<b>Media</b>	<b>Máxima</b>
<b>Peso(kg)</b>	61,0	70,7	85,0
<b>Estatura</b>	159,0	169,2	176,0
<b>Altura Trocánter Mayor</b>	83,0	89,4	99,0
<b>Altura Rodilla</b>	44,0	48,5	51,0
<b>Diámetro Transversal Tórax</b>	43,0	47,0	51,0
<b>Diámetro Bitrocantérico</b>	44,0	48,8	53,5
<b>Profundidad Máxima Cuerpo</b>	19,5	22,8	25,0
<b>Perímetro Pantorrilla</b>	34,0	35,7	40,0
<b>Perímetro de Muslo</b>	45,0	52,3	60,0
<b>Altura Tobillo</b>	6,0	8,5	9,5
<b>Largo Pie</b>	21,0	24,6	26,0

Fuente: Autores

De los datos obtenidos se realizó un análisis para determinar las dimensiones principales que establecen la configuración de cada una de las piezas del exoesqueleto para el diseño inicial propuesto, estas son:

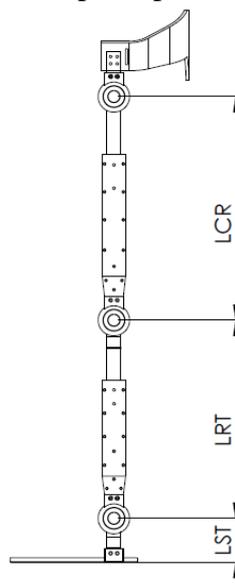
- Longitud del suelo al eje del tobillo
- Longitud entre los ejes del tobillo y rodilla
- Longitud entre los ejes de la rodilla y cadera

5.1.2.1 *Longitud del suelo al eje del tobillo (LST)*. Esta medida determina las dimensiones de las partes que forman la estructura del pie, ésta es fija y se utiliza la media de los datos obtenidos, esta medida hace referencia a la longitud que existe desde la planta del pie a la articulación del tobillo.

5.1.2.2 *Longitud entre los ejes del tobillo y rodilla (LTR)*. Esta medida determina la dimensión de las partes que forman la estructura de la canilla, ésta hace referencia a la longitud entre la articulación de tobillo y la articulación de la rodilla, es ajustable y está comprendida entre el máximo y el mínimo valor obtenido del análisis antropométrico.

5.1.2.3 *Longitud entre los ejes de la rodilla y la cadera (LRC)*. Determina la dimensión de las partes que forman la estructura del muslo, su longitud es ajustable y está comprendida entre el máximo y el mínimo valor obtenido del análisis antropométrico.

Figura 40. Medidas principales del exoesqueleto



Fuente: Autores

Tabla 12. Dimensiones principales del exoesqueleto

Dimensión	Magnitud		
	Mínima	Media	Máxima
Altura Tobillo	-	8,5	-
Altura Tobillo-Rodilla	35,5	-	42,5
Altura Rodilla-Cadera	39,0	-	48,0

Fuente: Autores

5.1.3 *Diseño inicial de las partes del exoesqueleto.* Para el modelado del exoesqueleto se utiliza las dimensiones de la Tabla 12, en la que se indica el rango de valores que se requieren para el ajuste de las canillas y muslos de la estructura, cada una de las partes se modeló considerando las características de las extremidades inferiores, las sujeciones para las mismas, los elementos de unión y ajuste, la facilidad de mecanización, las cuales posteriormente serán validadas.

Figura 41. Exoesqueleto

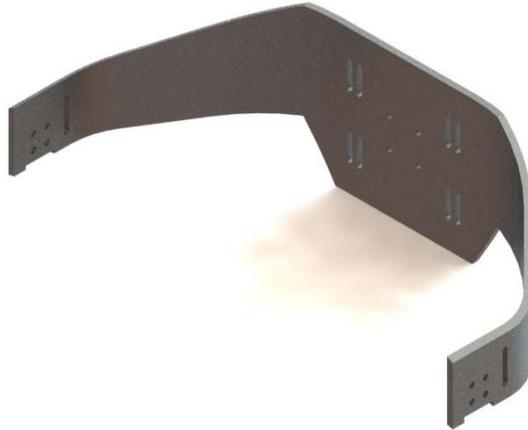


Fuente: Autores

A continuación, se describe cada una de las partes que conforman la estructura del exoesqueleto.

5.1.3.1 *Cadera interna y externa.* En estas piezas se monta el motor de la cadera, que da el movimiento al muslo con respecto a la cadera, al igual que los tobillos y en la rodilla, éstas disponen de un mecanismo de topes que limitará el ángulo de flexión y extensión de la cadera.

Figura 42. Cadera externa



Fuente: Autores

5.1.3.2 *Unión muslo-cadera.* Esta pieza, al igual que la canilla-rodilla, se dimensiona principalmente para ser la que regule la longitud entre la rodilla y la cadera, en conjunto con las Barra Muslo Externa e Interna, permite la unión entre el muslo y la articulación que anima a éste.

Figura 43. Unión muslo-cadera



Fuente: Autores

5.1.3.3 *Barra muslo interno y externo.* Esta pieza de la estructura del exoesqueleto, al igual que la de la canilla, tiene la función de actuar como el muslo, cuenta con un mecanismo que regula la longitud de la misma.

Figura 44. Barra muslo interno



Fuente: Autores

5.1.3.4 *Rodilla interna y externa.* En estas piezas se monta el motor de la rodilla, para dar el movimiento a la canilla con respecto al muslo, al igual que los tobillos, éstas disponen de un mecanismo de topes que limitará el ángulo de flexión y extensión de la rodilla.

Figura 45. Rodilla interna



Fuente: Autores

5.1.3.5 *Unión canilla-rodilla.* Se diseña principalmente para ser el elemento que regule la longitud entre el tobillo y la rodilla, en conjunto con las Barra Canilla Externa e Interna, ésta permite la unión entre la canilla y la articulación que anima a ésta.

Figura 46. Unión canilla-rodilla



Fuente: Autores

5.1.3.6 *Barra canilla interna y externa.* Esta pieza de la estructura del exoesqueleto tiene la función de actuar como la canilla, cuenta con un mecanismo que regula la longitud de la misma según el usuario.

Figura 47. Barra canilla externa



Fuente: Autores

5.1.3.7 *Tobillo interno y externo.* En estas piezas se monta el motor del tobillo, éste da el movimiento al pie con respecto a la canilla, disponen de un mecanismo de topes que limita el ángulo de flexión y extensión del tobillo.

Figura 48. Tobillo externo



Fuente: Autores

5.1.3.8 *Unión pie-tobillo.* Se dimensiona principalmente por la longitud entre el suelo y el tobillo, a diferencia de la unión muslo-cadera y canilla-rodilla, esta posee dos agujeros para la sujeción de ésta con la plantilla del pie, permite la unión entre el pie y la articulación que anima a éste, posee una desviación que impide el contacto del tobillo del usuario con esta pieza.

Figura 49. Unión pie-tobillo



Fuente: Autores

5.1.3.9 *Pie*. Esta parte se diseña con el contorno de una plantilla de zapato considerándose la longitud de pie máxima medida en el muestreo, esta dispone de una sujeción al costado externo del pie para permitir la unión con la estructura superior del exoesqueleto.

Figura 50. Pie



Fuente: Autores

## 5.2 Materiales

La selección del material idóneo se fundamenta en el análisis de las características requeridas en el planteamiento del proyecto que son: Alta resistencia, peso liviano, fácil mecanización y alta durabilidad.

Un factor importante que se consideró es su disponibilidad que se tenga y fácil adquisición debido a que se trabaja con varios componentes. Con lo antes estipulado se procede al análisis de los materiales tentativos a utilizarse disponibles en la localidad.

5.2.1 Materiales disponibles. Se propone tres tipos de materiales con los que se podrían construir a futuro con las especificaciones y los parámetros requeridos para su selección, estos materiales son:

- *Aluminio aeronáutico 2024T4*

Costo: Accesible

Peso: Liviano

Disponibilidad: Media

Mecanización: Muy factible

Figura 51. Propiedades de aluminio 2024T4

Propiedad	2024 – T4
Dureza Brinell	120
Resistencia hasta rotura (MPa)	483
Resistencia a tracción (MPa)	345
Elongación hasta rotura (%)	18
Módulo elástico (GPa)	73,1
Resistencia a cortadura (MPa)	283
Densidad (g/cm <sup>3</sup> )	2,78

Fuente: <https://goo.gl/ZOW8dH>

- *Fibra de carbono*

Costo: Alto

Peso: Muy liviano

Disponibilidad: Media

Densidad: 1.75 gr./cm<sup>3</sup>

Producción: Requiere de un proceso de fabricación de bloques para su respectivo mecanizado con un proceso automatizado o manual. Requiere de mayor trabajo y tiempo de producción.

Figura 52. Propiedades de la fibra de carbono

Tabla 2.4 Flexibilidad de las fibras de carbono, vidrio y Kevlar 49

	Unidades	Carbono Tipo I	Carbono Tipo II	Vidrio E	Kevlar 49
Diámetro	μm	8	8	11	12
Módulo elástico	GN m <sup>-2</sup>	390	250	76	130
Relación de flexibilidad, fibra de carbono Tipo I = 1	—	1,00	1,56	1,44	0,59
Esfuerzo de rotura $\sigma_f$	GN m <sup>-2</sup>	2,2	2,7	3,5	
Radio mínimo de curvatura, $\rho_{min}$	mm	0,71	0,37	0,12	

Fuente: (HULL, 2003)

- Acero ASTM A36

Costo: Accesible

Peso: Liviano

Disponibilidad: Alta

Mecanización: Muy factible

Figura 53. Propiedades del acero ASTM A36  
**Tabla 2.2. Datos de propiedades del acero ASTM A36**

PROPIEDAD	VALOR	UNIDADES
Densidad	7850	Kg/m <sup>3</sup>
Límite de fluencia	32-36 (250-280)	Ksi (MPa)
Resistencia a la tensión	58 – 80(400-550)	Ksi(MPa)
Modulo de elasticidad	29 000	Ksi
% de elongación mínimo	20 (8")	%
Punto de fusión	1538	°C

Fuente: Ciencia de materiales, Selección y Diseño", de Pat L. Mangonon

Fuente. (MANGONON, 2001)

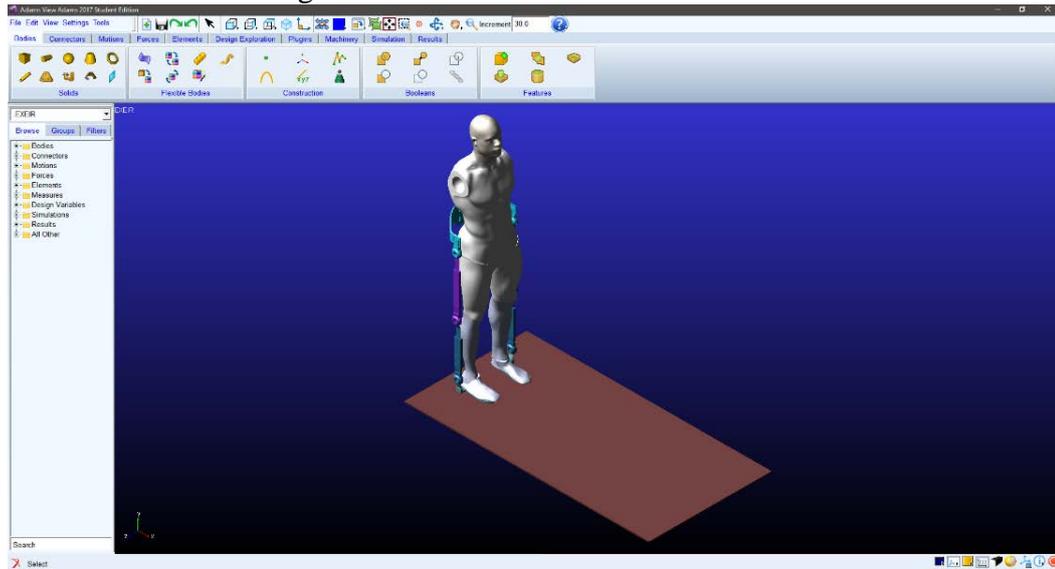
5.2.2 Selección del material. La selección del material es fundamentada en los requisitos mencionados. Un factor importante que se consideró es su disponibilidad y la fácil adquisición por lo que se trabaja en varios componentes. También se considera que la estructura deberá tener un apropiado peso para que no pierda el equilibrio por las rutinas que realice el exoesqueleto.

Haciendo una comparación de las propiedades que cada material brinda, de un análisis costo beneficio, y de un estudio en el peso requerido en el área de mecánica se designa tentativamente al aluminio aeronáutico 2024T4 (o duraluminio), como posible material a usarse en la construcción del exoesqueleto.

### 5.3 Análisis cinemático y dinámico del exoesqueleto en MSC ADAMS

Finalizado el diseño inicial del exoesqueleto realizado en el software de modelación CAD SolidWorks, se procede con el análisis de los desplazamientos, velocidades, aceleraciones, fuerzas y torques que se presenta en cada una de las articulaciones del exoesqueleto; este análisis se realizó en el software de análisis dinámico de mecanismos, MSC ADAMS STUDENT EDITION.

Figura 54. Software de análisis dinámico



Fuente: Autores

5.3.1 *Dinámica*. La dinámica de los mecanismos se encarga de estudiar los movimientos originados por la acción de fuerzas aplicadas. Para poder obtener el movimiento del sistema es necesario acudir a las ecuaciones diferenciales, considerando las siguientes fases:

- *Posición de equilibrio estático*. Todas las fuerzas externas, elásticas, peso y reacciones se encuentran en equilibrio.
- *Problema dinámico inverso*. Este se encarga de encontrar las fuerzas y momentos en motores y actuadores del sistema para dar lugar a un movimiento determinado.
- *Problema dinámico directo*. Una vez conocidas las fuerzas y momentos se realiza el análisis o simulación dinámica.

5.3.1.1 *Dinámica inversa y directa de sistemas multicuerpo flexibles*. En este caso no solo se considera a los elementos solo como rígidos sino también como flexibles, produciéndose problemas más complejos, porque intervienen variables que intervienen en la deformación.

5.3.1.2 *Definición de grados de libertad*. Es el que se encarga de establecer el número mínimo de parámetros para que quede definida la posición de un mecanismo, y también define los elementos de entradas. Para esto se utiliza criterios ya estudiados como el criterio de grübler.

$$G = 3(N - 1) - 2P_I - P_{II} \quad (1)$$

Donde:

- $N$ : Números de elementos del mecanismo
- $P_I$ : # de pares clase I (1 grado de libertad)
- $P_{II}$ : # de pares clase II (2 grados de libertad)
- $G$ : Grados de libertad

Principios de la Dinámica. Los principios que rigen para el análisis dinámico son (MURRAY, 1977):

- Leyes de Newton
- Principios de trabajos virtuales
- Principios de las potencias virtuales o Principio de Jourdain
- Ecuaciones de Lagrange
- Ecuaciones de Kane
- Ecuaciones de Gibbs-Appell
- Ecuaciones de Hamilton

5.3.1.3 *Problema dinámico en conjunto*. MSC ADAMS incorpora internamente las ecuaciones de Lagrange para la resolución de este tipo de problemas. Partiendo del principio generalizado de D'alembert, que es el equivalente a las ecuaciones de Euler-Lagrange:

$$\sum_{i=1}^m (\vec{F}_i - \dot{\vec{P}}_i) \cdot \overline{\delta r}_i = 0 \quad (2)$$

Donde:

- $\vec{F}_i$ : Fuerza externa sobre la partícula
- $\dot{\vec{P}}_i$ : Cantidad de movimiento de la partícula
- $\overline{\delta r}_i$ : Campo vectorial de desplazamientos virtuales

Ecuación formulada por Lagrange (1760), y para N grados de libertad:

$$\vec{r}_i = \vec{r}_i(q_1, q_2, \dots, q_N) \quad (3)$$

Donde:

$q_i$ : Coordenadas generalizadas

$\vec{r}_i$ : Vector de desplazamientos virtuales

Se tiene, sustituyendo y realizando las respectivas operaciones

$$\sum_{i=1}^m (\vec{F}_i - \dot{\vec{P}}_i) \cdot \delta \vec{r}_i = \sum_{i=1}^m \vec{F}_i \cdot \delta \vec{r}_i - \sum_{i=1}^m \dot{\vec{P}}_i \cdot \delta \vec{r}_i = 0$$

Aplicando el método de trabajos virtuales, se tiene:

$$\sum_{j=1}^N Q_j \cdot \delta q_j - \sum_{j=1}^N \left\{ \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial T}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_j} \right\} \cdot \delta q_j = 0$$

Simplificando, nos da:

$$\sum_{j=1}^N \left\{ \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial T}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_j} - Q_j \right\} \cdot \delta q_j = 0 \quad (4)$$

Ecuación de Lagrange (MURRAY, 1977)

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial T}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_j} = Q_j \quad (5)$$

Donde:

$\partial T$ : Energía cinética de las partículas

$\partial \dot{q}_j$ : Velocidad generalizada

$\partial q_j$ : Coordenada generalizada

$Q_j$ : Fuerzas generalizadas

Debido a la complejidad de la obtención de la ecuación que rige los movimientos del exoesqueleto, se utiliza el software ADAMS, que permite simplificar este análisis y brinda de una forma más directa los resultados del análisis dinámico que se requiere para el diseño de la estructura.

5.3.1.4 *Cinemática.* (GONZÁLES PÉREZ, 2012) La cinemática se encarga de estudiar los movimientos independientemente de las fuerzas que la produzcan. En una manera más precisa la cinemática estudia la posición, el desplazamiento la rapidez, la rotación, la velocidad y la aceleración.

Para obtener las posiciones y aceleraciones de los mecanismos mediante la ayuda de ecuaciones algebraicas no lineales, se debe realizar al análisis cinemático el cual puede dividirse en los siguientes:

- *Problema de la posición lineal.* Este se encarga de encontrar la posición de todos los elementos que tenga el sistema.

$$\Phi(q, t) = 0 \quad (6)$$

- *Problema de posiciones sucesivas (o desplazamientos finitos).* Consiste en encontrar la posición de todos los elementos siempre que se dé una posición inicial de referencia.

$$q_1 = q_0 + \Phi_q(q_0)^{-1} \Phi(q_0) \quad (7)$$

- *Problema de velocidades y aceleraciones.* Una vez dadas las posiciones y velocidades de los elementos de entradas, se encuentra las velocidades y aceleraciones de todos los elementos del sistema.

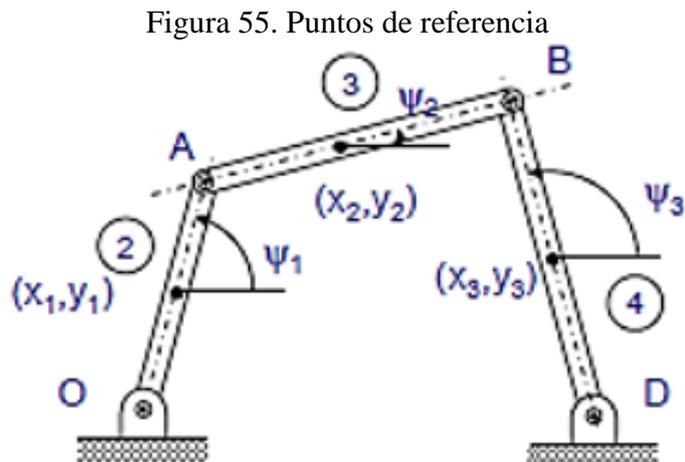
$$\Phi_q \dot{q} = \Phi_t = v \quad (8)$$

5.3.2 *Tipos de coordenadas en MSC ADAMS.* Dentro de los métodos numéricos del análisis cinemático se encuentra varios tipos de coordenadas que se utilizan, los tipos de coordenadas son empleadas en las diferentes resoluciones. Los tipos de coordenadas pueden ser fijas o coordenadas relativas, éstas a su vez pueden ser de distintos sistemas de coordenadas, siendo las principales cartesianas, polares y cilíndricas.

El empleo de estos tipos de coordenadas hace que, dependiendo del caso, estos conduzcan a una manera más sencilla o complicado de resolver los problemas.

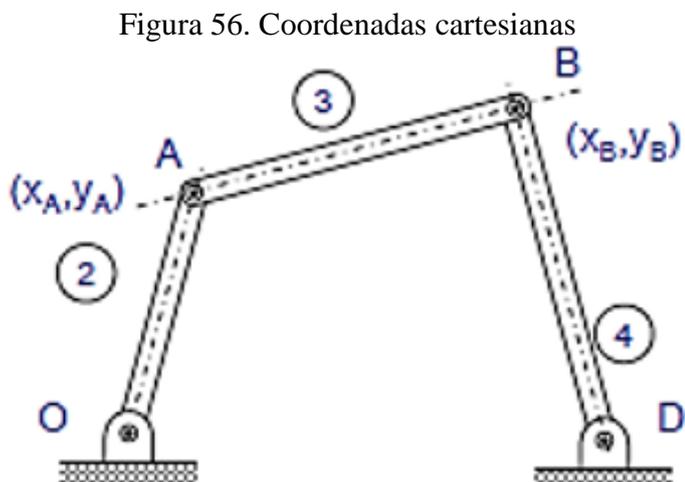
En este caso se hace referencia a los dos tipos de coordenadas que emplea el software MSC ADAMS para el análisis dinámico que desarrolla.

5.3.2.1 *Puntos de referencia.* Consiste en considerar las coordenadas de un punto en cada elemento y un ángulo.



Fuente: Autores

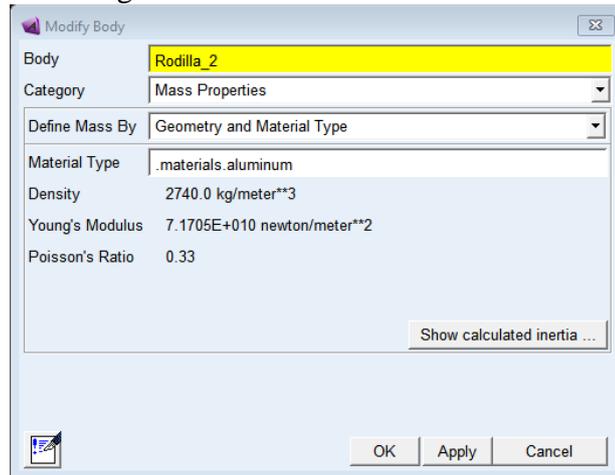
5.3.2.2 *Coordenadas cartesianas.* El sistema se define a través de coordenadas cartesianas de ciertos puntos de interés.



Fuente: Autores

5.3.3 *Definición del sistema.* Para esta parte del análisis se parte desde el modelado que se realiza en SolidWorks, y se define las condiciones iniciales de la simulación, al modelo importado se le asigna el material seleccionado, esto para que el software calcule el peso e inercia respectiva de cada una de las partes del exoesqueleto.

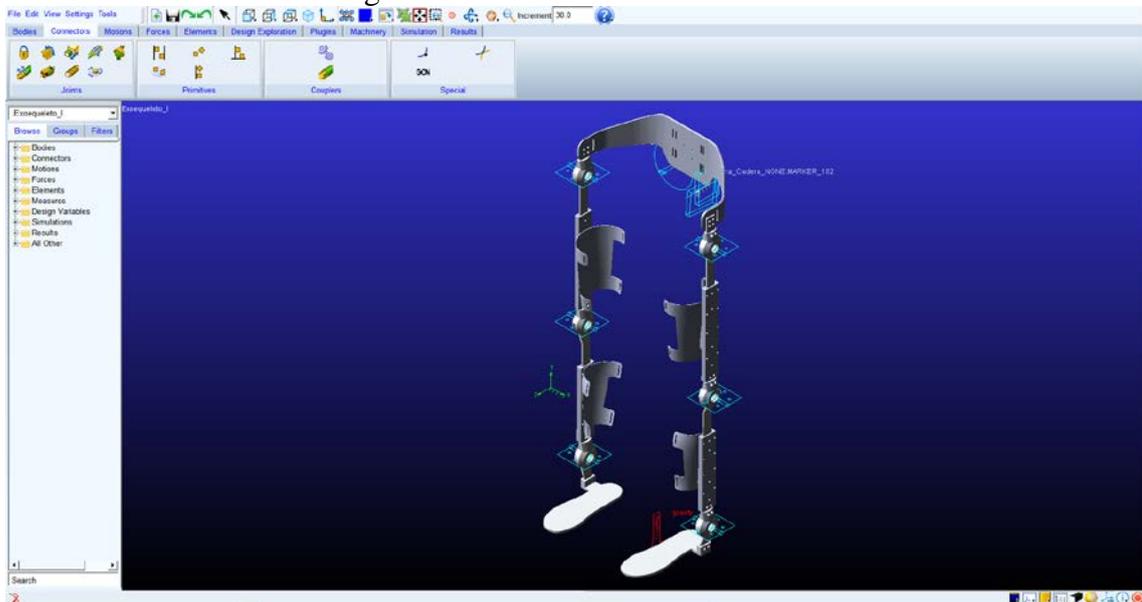
Figura 57. Asignación de material en software MSC Adams



Fuente: Autores

Además, se asigna las respectivas relaciones mecánicas de los partes del exoesqueleto y se define las juntas que posee en las articulaciones de la cadera, rodillas y tobillos, con sus respectivos ejes de rotación, los cuales permiten los movimientos rotacionales de éstas en la simulación.

Figura 58. Conexiones de revolución



Fuente: Autor

5.3.3.1 *Asignación de movimientos.* Luego de haber definido las conexiones, entre éstas las de las seis articulaciones, se asigna a cada una el movimiento que simulan, lo cual se muestra en la tabla 13 y tabla 14, en las que se indica el desplazamiento angular de cada una de las articulaciones para las dos rutinas que se analizan en el software Adams.

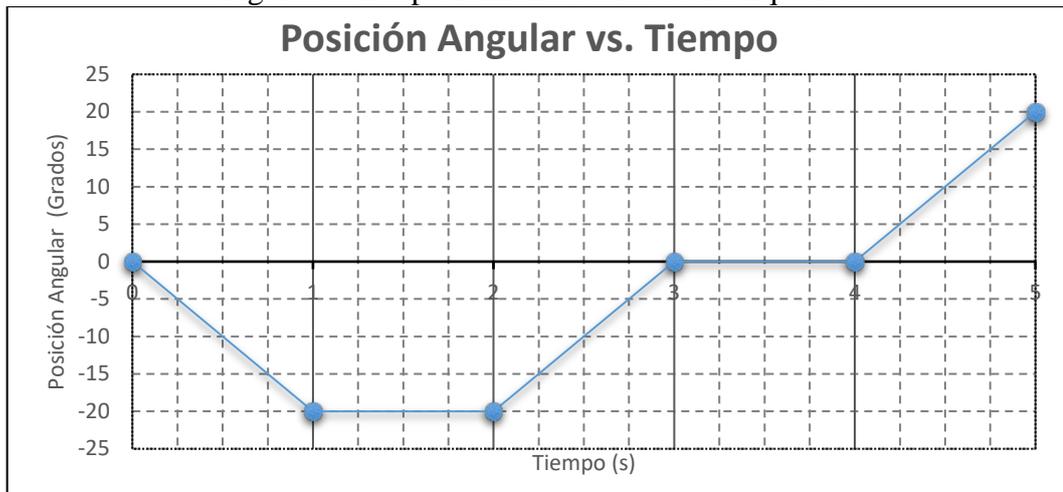
Tabla 13. Desplazamientos marcha

Articulación	Desplazamiento Angular (grados)				
	0 – 1s	1s – 2s	2s – 3s	3s – 4s	4s – 5s
<b>Cadera Izquierda</b>	-20	0	20	0	20
<b>Cadera Derecha</b>	0	-20	20	20	0
<b>Rodilla Izquierda</b>	-20	20	0	0	0
<b>Rodilla Derecha</b>	0	0	-20	0	20
<b>Tobillo Izquierdo</b>	0	-20	20	0	20
<b>Tobillo Derecho</b>	0	20	0	-20	-20

Fuente: (Autores)

En la figura 59 se muestra la posición angular de uno de los movimientos que realiza la articulación de la cadera izquierda de la estructura del exoesqueleto, para esto se partió de los desplazamientos angulares de la tabla 13, es de tomar en cuenta que ADAMS suaviza los cambios bruscos de direcciones los las curvas de movimiento.

Figura 59. Desplazamiento de la cadera izquierda



Fuente: Autores

Tabla 14. Movimiento de rehabilitación rodilla

Articulación	Desplazamiento Angular (grados)				
	0 – 1s	1s – 2s	2s – 3s	3s – 4s	4s – 5s
<b>Cadera Izquierda</b>	80	-80	0	0	0
<b>Cadera Derecha</b>	0	0	0	80	-80
<b>Rodilla Izquierda</b>	-80	80	0	0	0
<b>Rodilla Derecha</b>	0	0	0	-80	80
<b>Tobillo Izquierdo</b>	0	0	0	0	0
<b>Tobillo Derecho</b>	0	0	0	0	0

Fuente: (Autores)

5.3.3.2 *Asignación de fuerzas de contacto y peso de operación.* Para la correcta simulación del exoesqueleto se agregan fuerzas de contacto entre el suelo y los pies del exoesqueleto, las cuales dan las fuerzas resultantes que actúan en éstos cuando se realiza la simulación de la rutina de movimientos. Para el cálculo de estas fuerzas, el software requiere la definición de parámetros para realizar el modelado de esta fuerza, estos parámetros se definen en la tabla 15.

Tabla 15. Parámetros de fuerzas de impacto

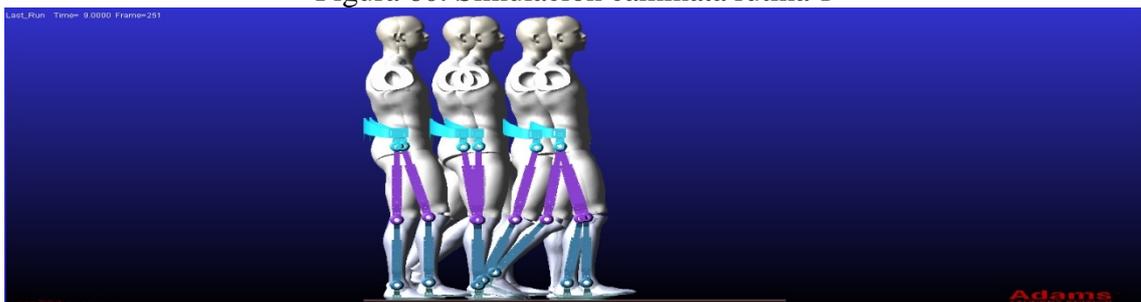
<b>Parámetro</b>	<b>Valor</b>
<b>Rigidez</b>	2 855 N/m
<b>Damping</b>	0.570 Ns/mm
<b>Exponente</b>	1.1
<b>Velocidad de Fricción Estática</b>	0.1 mm/s
<b>Velocidad de Fricción Dinámica</b>	10 mm/s
<b>Coefficiente de Fricción Estático</b>	0.3
<b>Coefficiente de Fricción Dinámico</b>	0.25
<b>Coefficiente de Restitución</b>	0.80

Fuente: (WANG, y otros, 2012)

Como parte final se define el peso máximo al cual la estructura del exoesqueleto será diseñada, ésta será incorporada al modelado dinámico mediante la incorporación del modelado de una persona masculina, las cuales representan el peso ideal de cada una de las partes de las piernas y el cuerpo, y además considera la inercia de estos.

5.3.4 *Simulación y análisis del modelo en ADAMS.* Luego de la designación del modelo, se procede con su simulación, la rutina es de 5s en la cual el software analiza y calcula internamente todos los parámetros dinámicos, entre ellos fuerzas, torques, desplazamientos, velocidades y aceleraciones.

Figura 60. Simulación caminata rutina 1



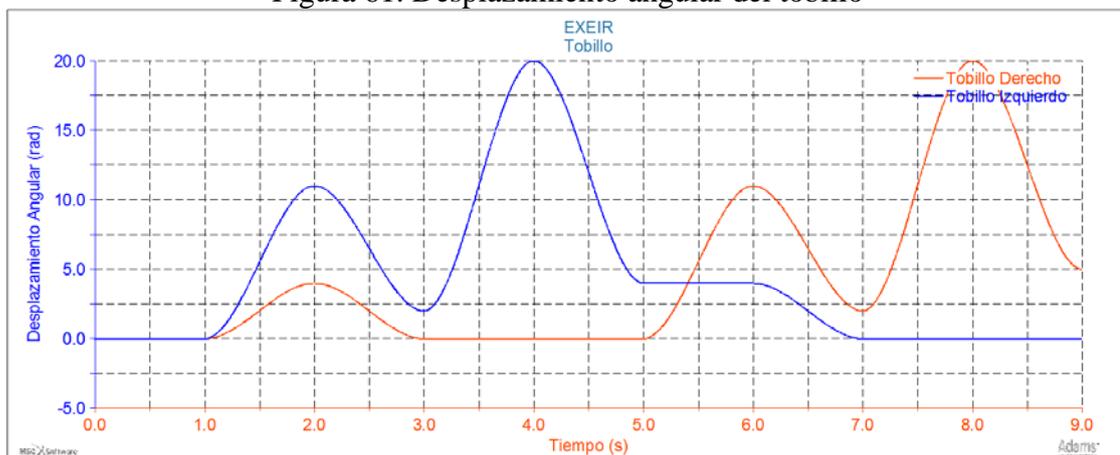
Fuente: Autores

De la simulación de las rutinas se obtiene los datos correspondientes a las fuerzas reaccionantes en cada pieza del exoesqueleto y los torques requeridos en cada articulación para la selección del motor. En la figura 60, se muestra de la simulación de la rutina correspondiente a la marcha de la estructura del exoesqueleto analizada en el software, además se aprecia el movimiento realizado por este en conjunto con el cuerpo humano.

5.3.4.1 *Desplazamiento, velocidades y aceleraciones angulares de las articulaciones del exoesqueleto.* ADAMS permite obtener las gráficas de velocidad vs. tiempo y aceleración vs tiempo, las cuales son las que se producen durante la marcha del exoesqueleto con la simulación establecida.

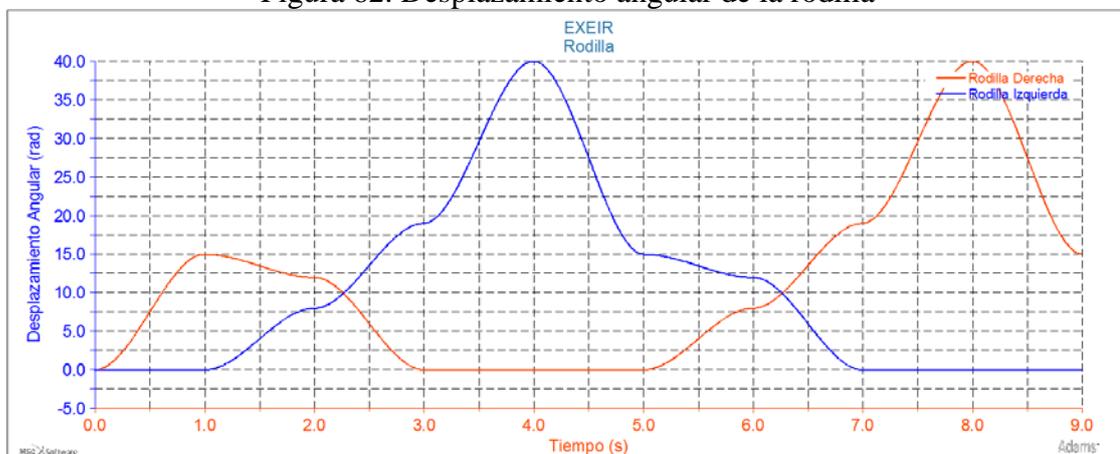
- *Desplazamiento angular de las articulaciones del exoesqueleto*

Figura 61. Desplazamiento angular del tobillo



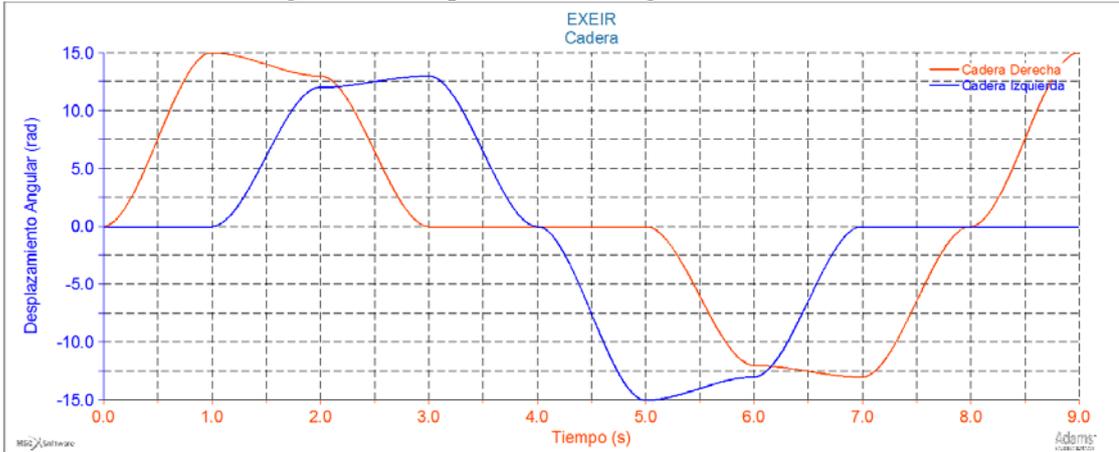
Fuente: (Autores)

Figura 62. Desplazamiento angular de la rodilla



Fuente: (Autores)

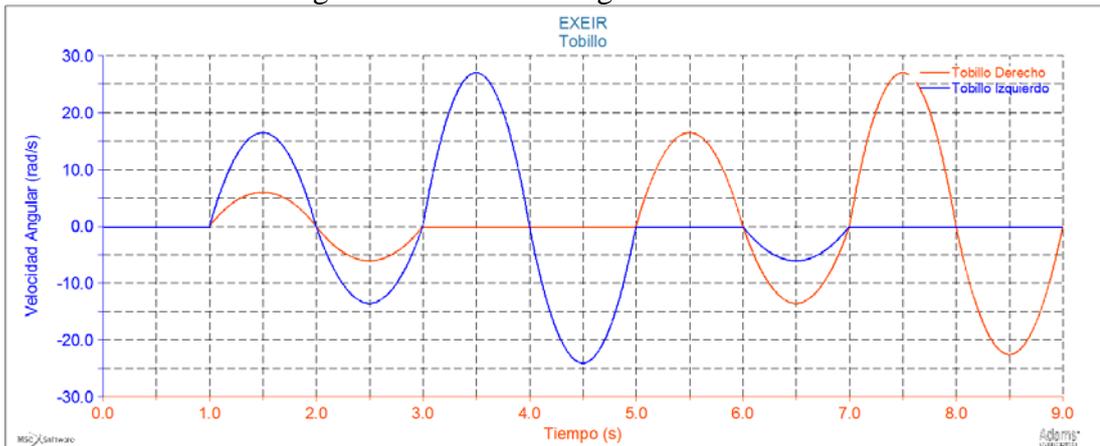
Figura 63. Desplazamiento angular de la cadera



Fuente: (Autores)

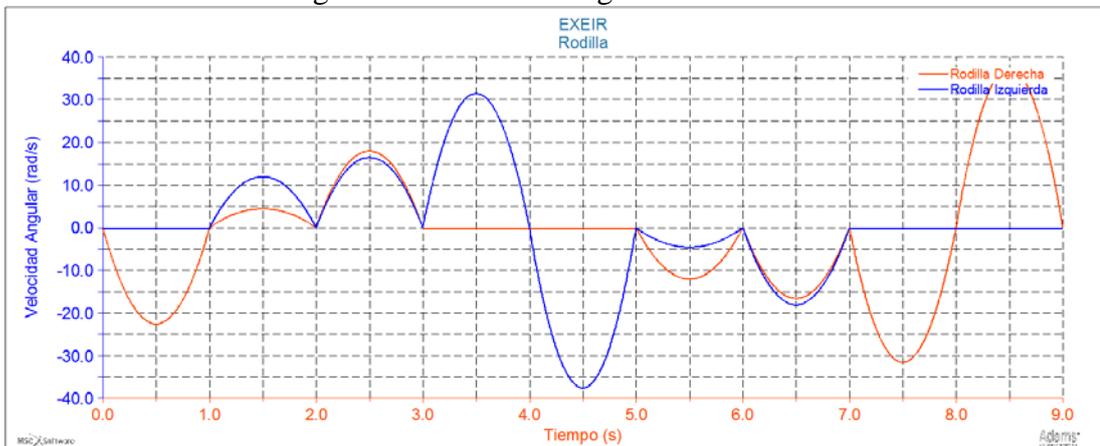
- *Velocidad angular de las articulaciones del exoesqueleto*

Figura 64. Velocidad angular en el tobillo



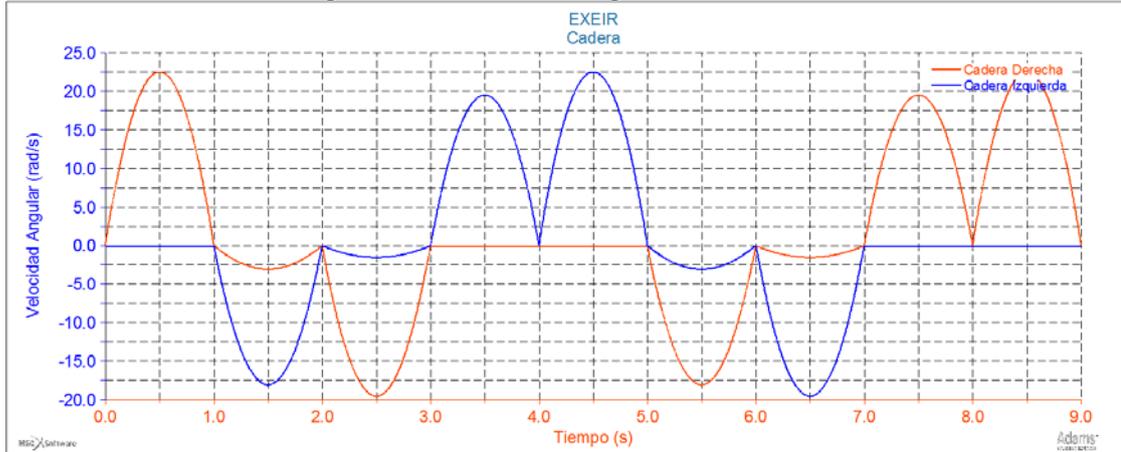
Fuente: (Autores)

Figura 65. Velocidad angular en la rodilla



Fuente: (Autores)

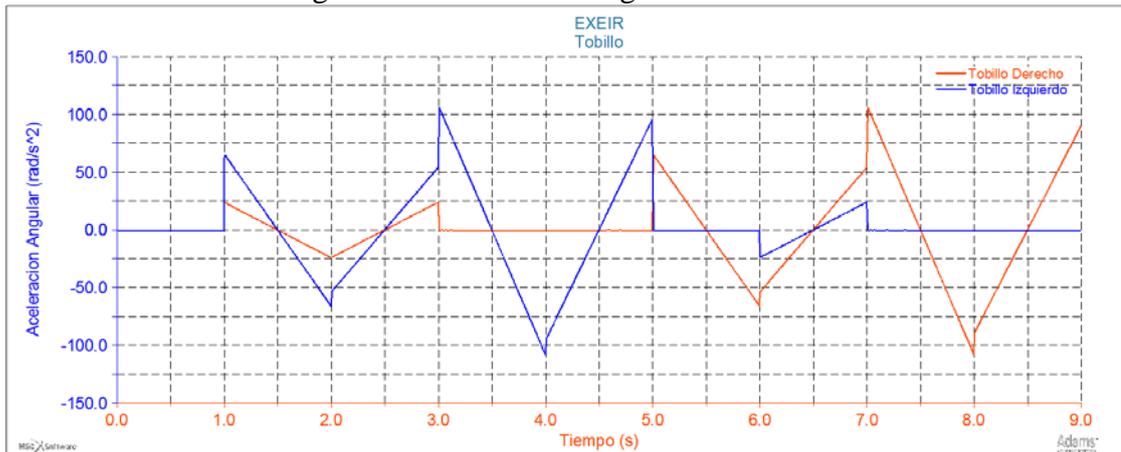
Figura 66. Velocidad angular en la cadera



Fuente: (Autores)

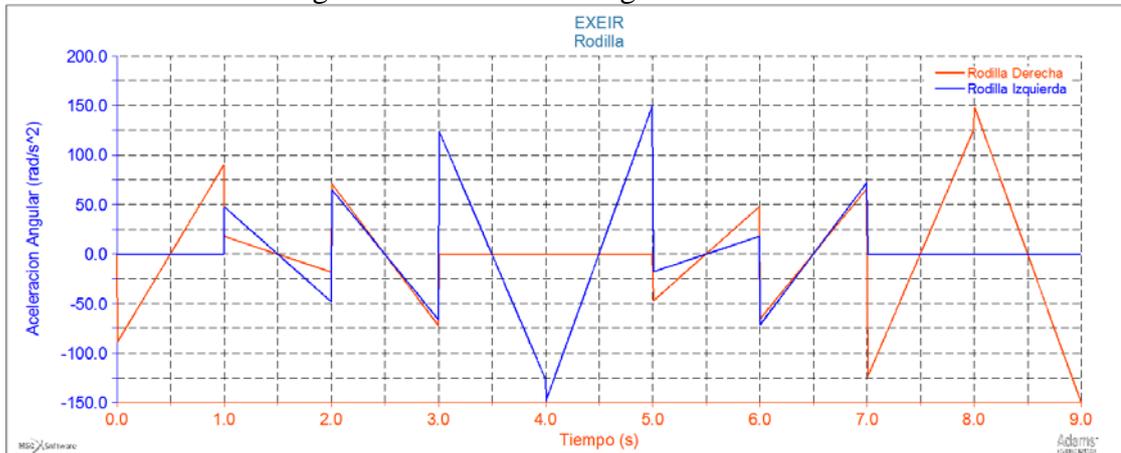
- *Aceleración angular de las articulaciones del exoesqueleto*

Figura 67. Aceleración angular en el tobillo



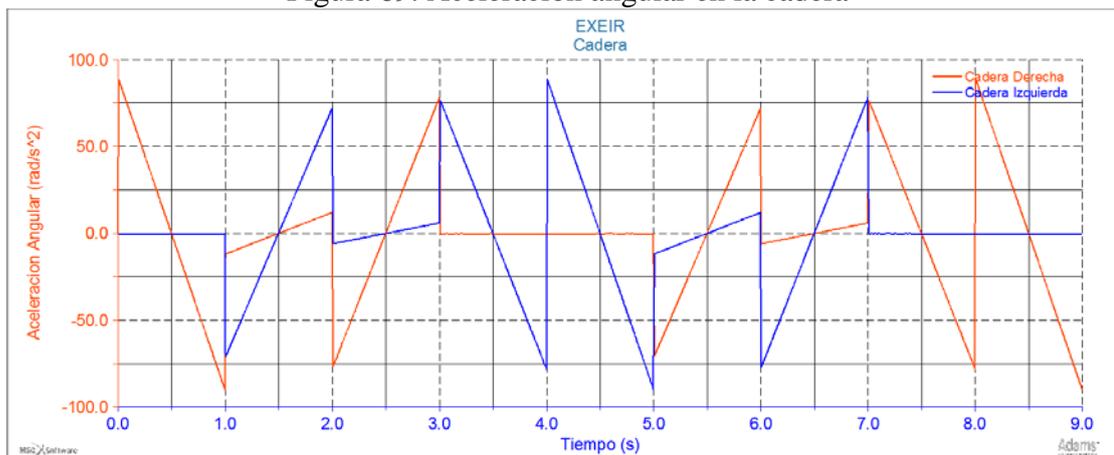
Fuente: (Autores)

Figura 68. Aceleración angular en la rodilla



Fuente: (Autores)

Figura 69. Aceleración angular en la cadera

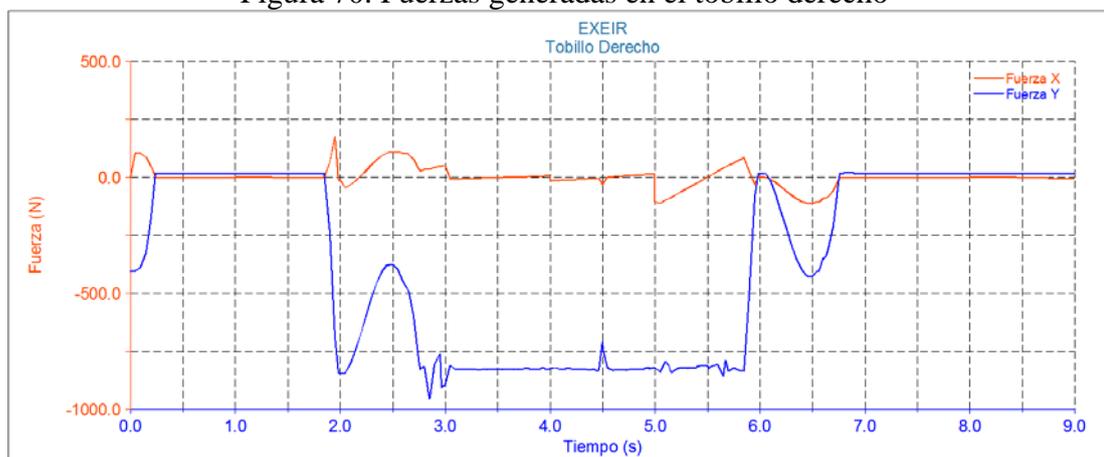


Fuente: (Autores)

5.3.4.2 *Fuerzas reaccionantes en la estructura con la rutina 1.* Del software ADAMS se obtiene las respectivas curvas de Tiempo vs. Fuerza ejercidas por la estructura en la simulación de esta rutina. Para este diseño se requiere el valor máximo generado al momento de realizar las rutinas establecidas para la simulación; la estructura del exoesqueleto se divide en cuatro subensamblajes para realizar el análisis de resistencia.

- *Fuerzas ejercidas en la articulación tobillo*

Figura 70. Fuerzas generadas en el tobillo derecho



Fuente: Autores

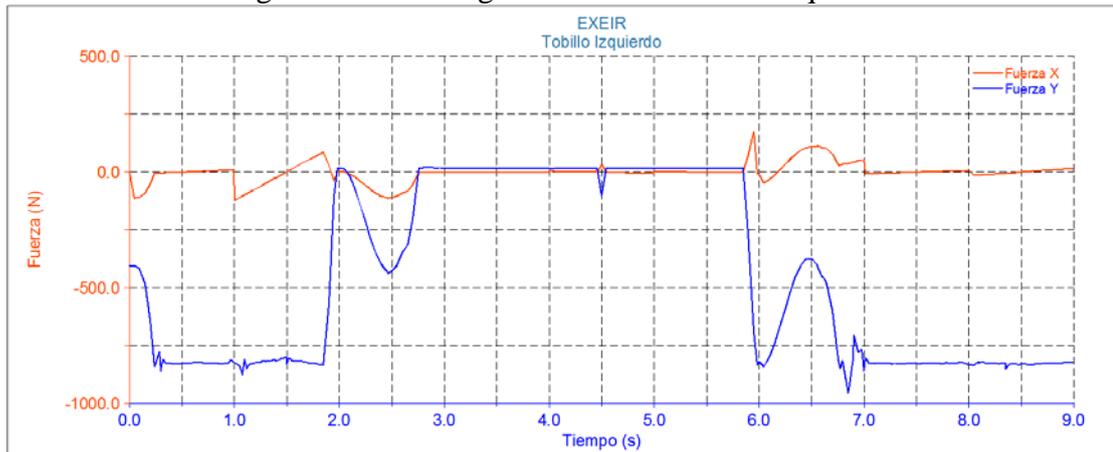
Tabla 16. Fuerzas del tobillo

	<b>Derecha</b>	<b>Izquierda</b>
<b>Fuerza en x (N)</b>	173.5110	173.4731
<b>Fuerza en y (N)</b>	951.5008	952.4521

Fuente: Autor

Las figuras 70 y 71, muestran como varía la fuerza que se ejerce en la articulación del tobillo derecho e izquierdo, respectivamente, de la cual se observa que estas son máximas cuando la otra es mínima, debido al cambio de apoyo que se produce en la caminata, siendo los valores máximos absolutos producidos durante la marcha humana los mostrados en la tabla 16.

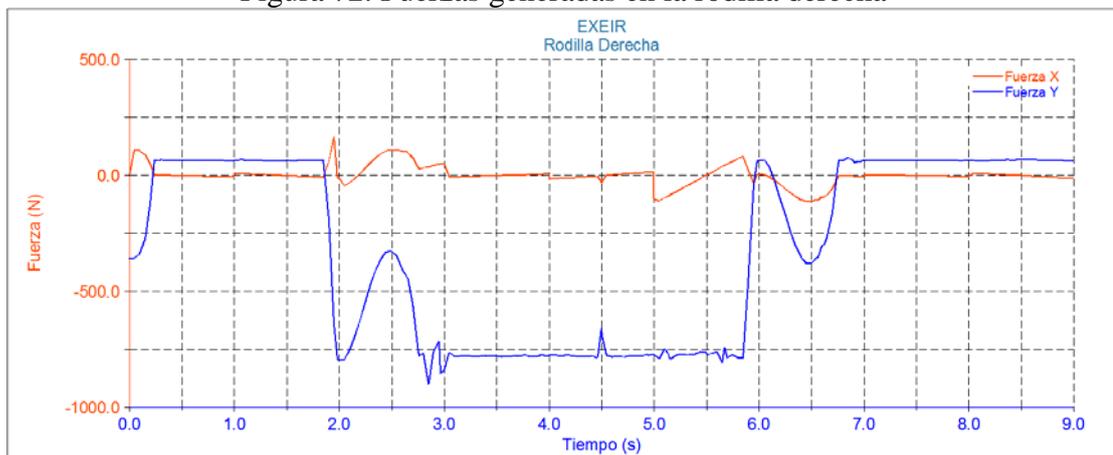
Figura 71. Fuerzas generadas en el tobillo izquierdo



Fuente: Autores

- *Fuerzas ejercidas en la articulación rodilla*

Figura 72. Fuerzas generadas en la rodilla derecha



Fuente: Autores

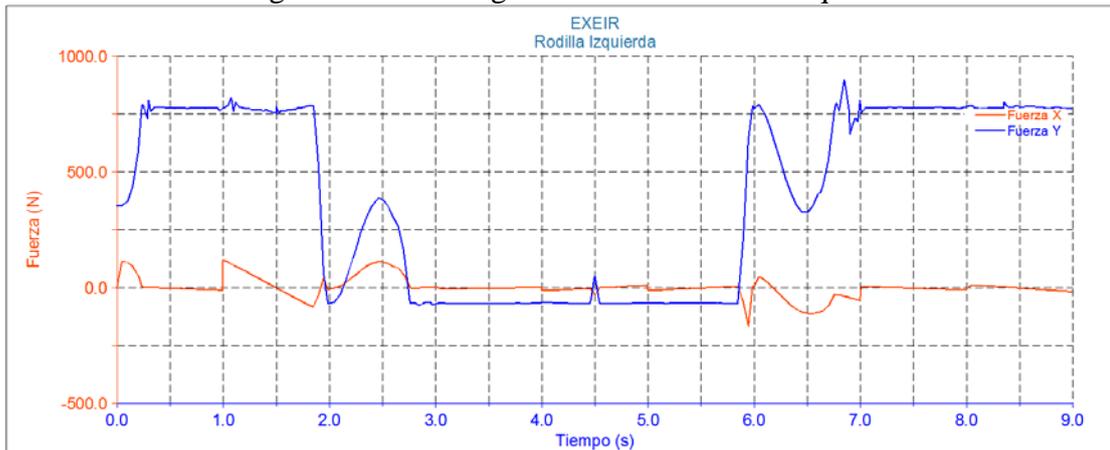
Tabla 17. Fuerzas de la rodilla

	<b>Derecha</b>	<b>Izquierda</b>
<b>Fuerza en x (N)</b>	165.3076	164.8154
<b>Fuerza en y (N)</b>	896.0753	896.9321

Fuente: Autores

La figura 72 y 73, grafican la variación de la fuerza que se ejerce en la articulación de las rodillas derecha e izquierda, respectivamente, de la cuales se observa que toman su valor absoluto máximo cuando se encuentra la totalidad del apoyo en la extremidad que forman parte y mínimo cuando se encuentra en la fase de oscilación, siendo los valores máximos ejercidos de:

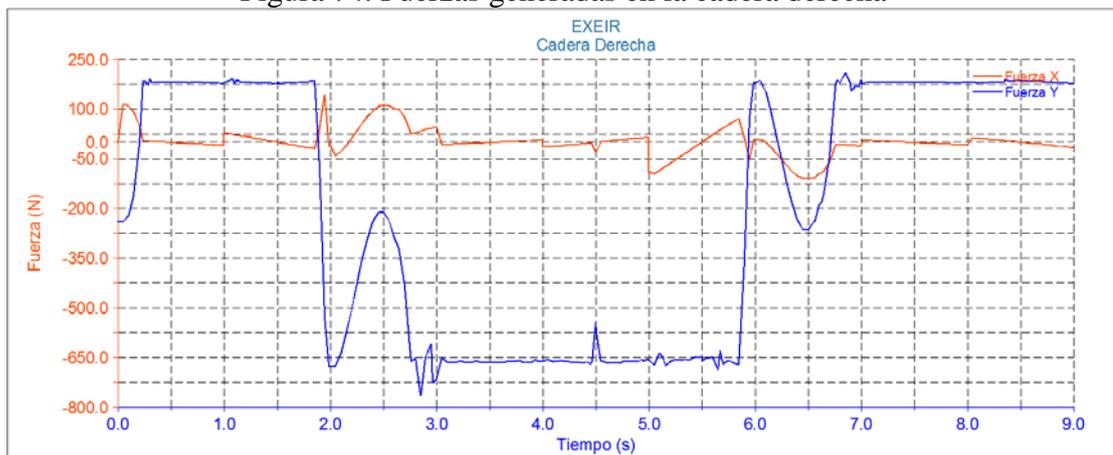
Figura 73. Fuerzas generadas en la rodilla izquierda



Fuente: Autores

- *Fuerzas ejercidas en la articulación cadera*

Figura 74. Fuerzas generadas en la cadera derecha



Fuente: Autores

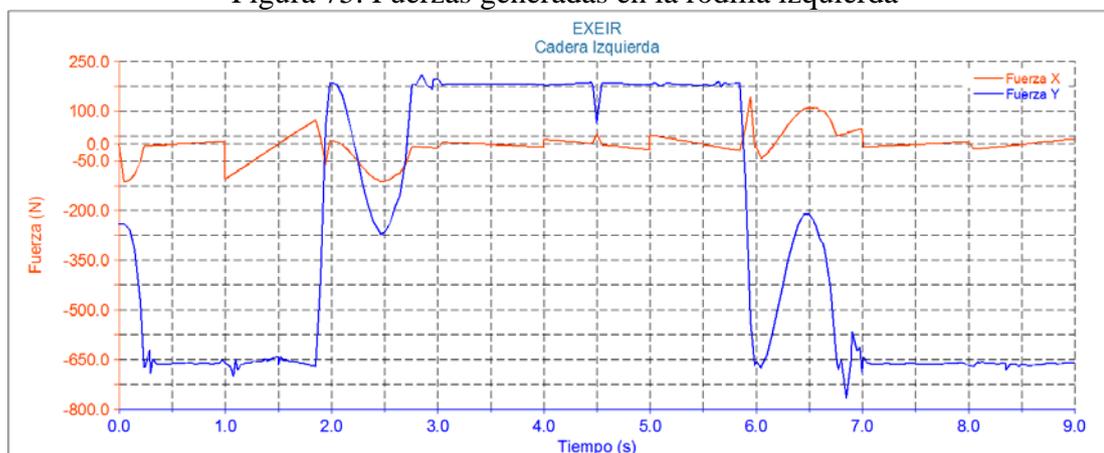
La figura 74 y 75, muestran como varía la fuerza que se ejerce en la articulación de la cadera derecha e izquierda, respectivamente, produciéndose los valores máximos en el momento en que la extremidad a la que pertenecen, es el apoyo único durante la caminata, siendo los valores máximos ejercidos de:

Tabla 18. Fuerzas generadas en la cadera

	Derecha	Izquierda
Fuerza en x (N)	145.1302	143.5179
Fuerza en y (N)	761.9071	762.3877

Fuente: Autores

Figura 75. Fuerzas generadas en la rodilla izquierda

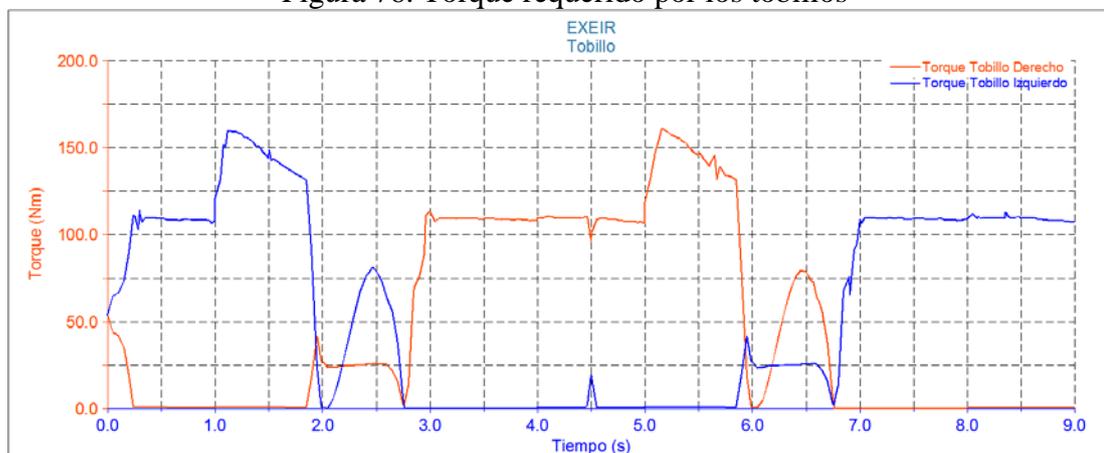


Fuente: Autores

Además, se analiza que las fuerzas que se producen en x, son debido al impulso y las fuerzas de fricción, que se produce al desarrollarse la caminata del exoesqueleto, son generadas principalmente por el contacto que tiene la estructura con el suelo.

5.3.4.3 *Torques en las articulaciones.* Estas fuerzas se obtienen de las gráficas Tiempo-Torque resultantes en ADAMS. Para este diseño se requieren el valor máximo generado al momento de realizar las rutinas establecidas para la simulación.

Figura 76. Torque requerido por los tobillos



Fuente: Autores

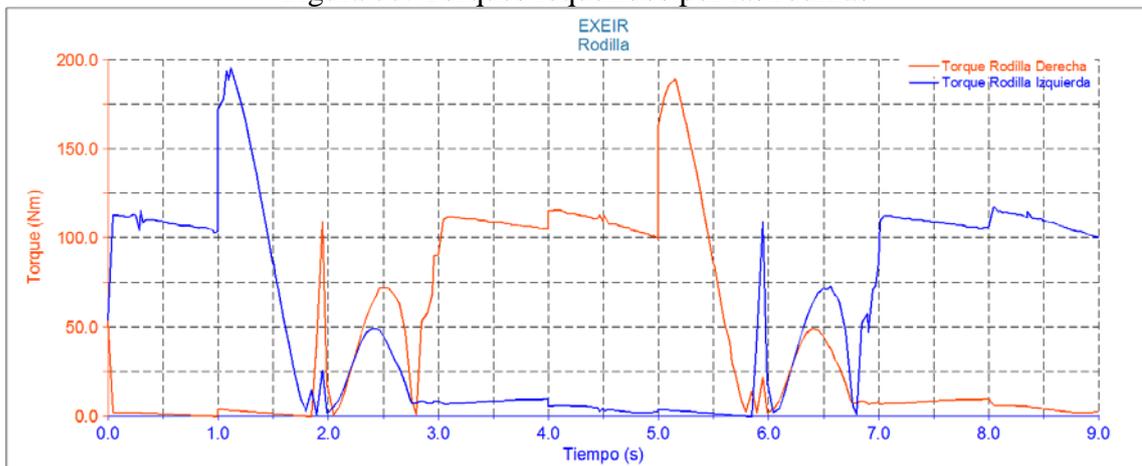
Las figuras 76, 77 y 78, muestran como varía el torque requerido por las articulaciones derechas e izquierdas, respectivamente, los valores máximos de estos se producen en el momento en que la pierna de apoyo, empieza la fase final de ésta, impulsa el talón para que la estructura avance en la caminata y el valor mínimo se produce cuando la extremidad realiza la fase de oscilación de la marcha, siendo los valores máximos ejercidos de:

Tabla 19. Torques requeridos para el exoesqueleto

Torques (Nm)	Cadera		Rodilla		Tobillo	
	Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha
	234.4288	224.0618	195.1622	189.1190	159.7535	161.1378

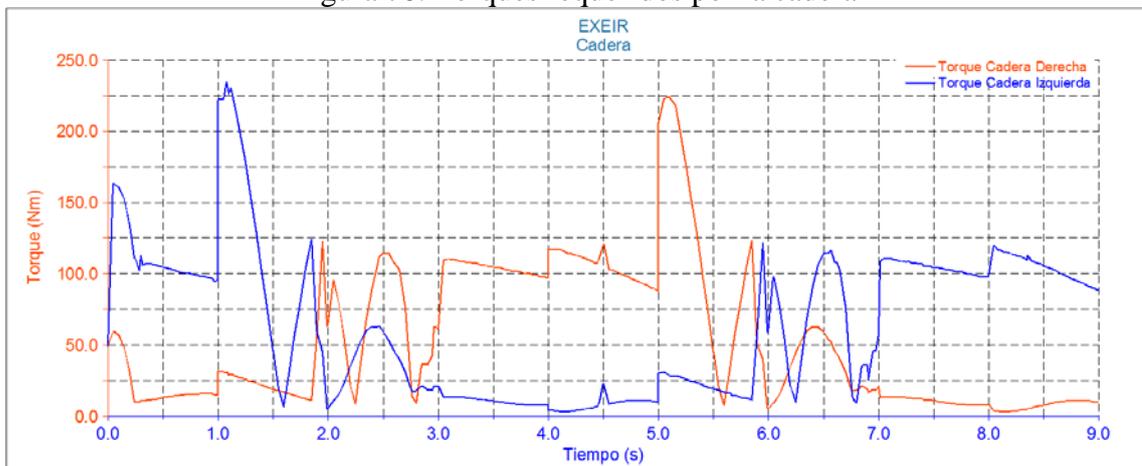
Fuente: Autores

Figura 77. Torques requeridos por las rodillas



Fuente: Autores

Figura 78. Torques requeridos por la cadera



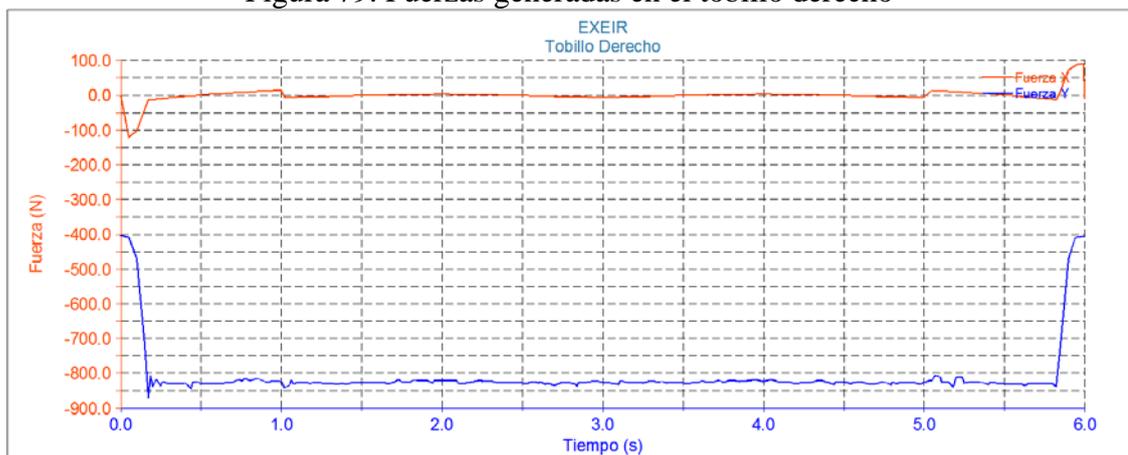
Fuente: Autores

5.3.4.4 *Fuerzas reaccionantes en la estructura con la rutina 2.* Al igual como se obtiene las curvas de fuerzas y torques de la rutina anterior, se obtiene las respectivas gráficas de para la rutina 2, esta rutina reproduce el movimiento de elevación de la pierna izquierda, y a su vez la flexión y extensión de la rodilla izquierda, manteniendo el tobillo inmóvil.

- *Fuerzas ejercidas en la articulación tobillo*

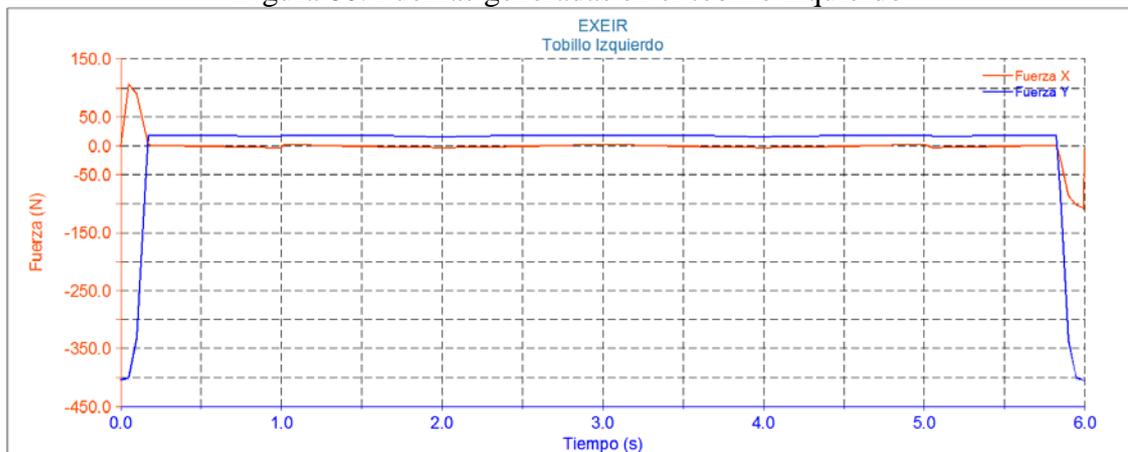
Las figuras 79 y 80, muestran como varía la fuerza en la articulación del tobillo derecho e izquierdo; inicialmente las fuerzas en ambos son iguales, esto se debe a que ambas se encuentran apoyadas, el tobillo derecho soportará mayores fuerzas en esta rutina, debido a que la extremidad a la que pertenece será el único apoyo de la estructura durante la simulación, la tabla 20 muestra los valores máximos de las fuerzas producidas en estos.

Figura 79. Fuerzas generadas en el tobillo derecho



Fuente: Autores

Figura 80. Fuerzas generadas en el tobillo izquierdo



Fuente: Autores

Tabla 20. Fuerzas del tobillo

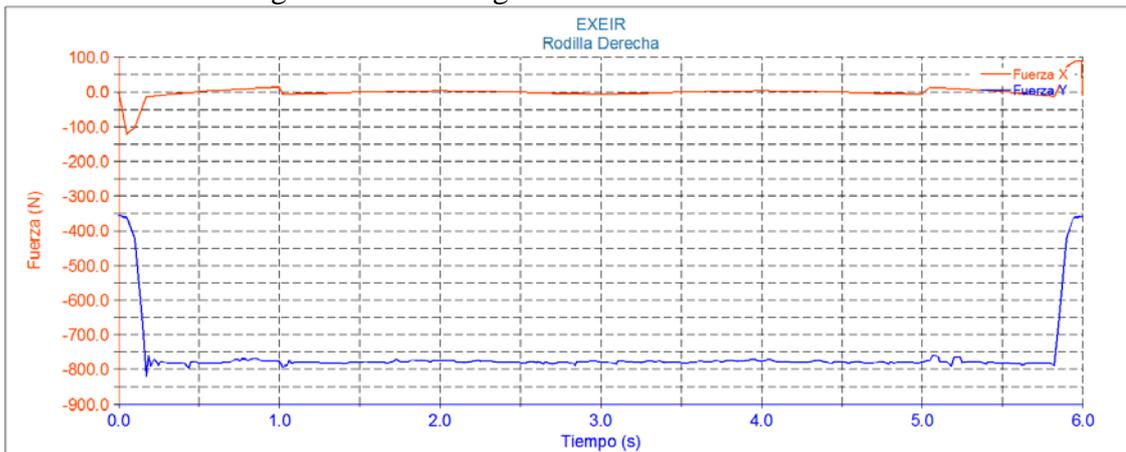
	Derecha	Izquierda
<b>Fuerza en x (N)</b>	121.6268	108.9864
<b>Fuerza en y (N)</b>	869.2408	404.8948

Fuente: Autor

- *Fuerzas ejercidas en la articulación rodilla*

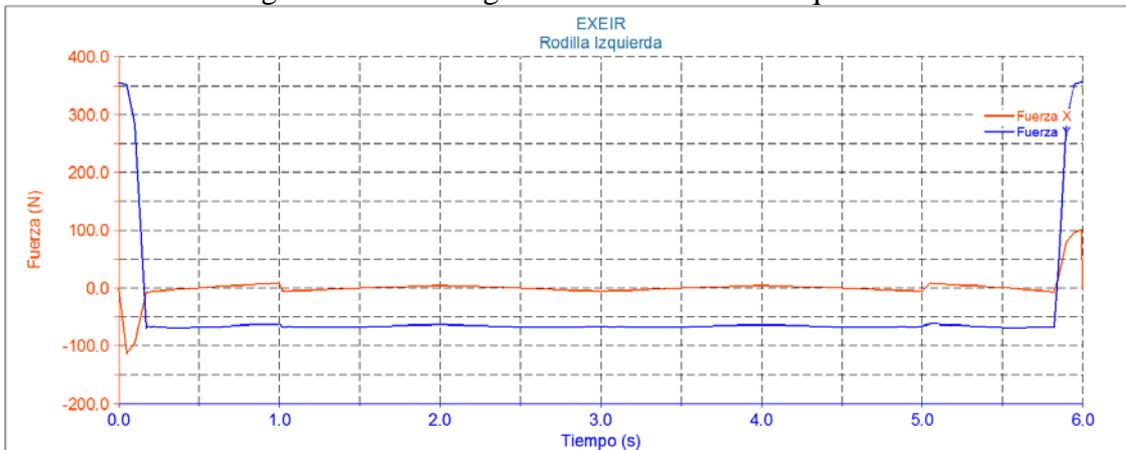
La figura 81 y 82, grafican la variación de la fuerza que se ejerce en la articulación de las rodillas derecha e izquierda respectivamente, como en el caso de los tobillos, se observa que el valor máximo de fuerza de reacción, es producida en la extremidad de apoyo, por lo tanto, la rodilla derecha es la que tendrá un mayor esfuerzo para soportar la estructura, siendo los valores máximos ejercidos de:

Figura 81. Fuerzas generadas en la rodilla derecha



Fuente: Autores

Figura 82. Fuerzas generadas en la rodilla izquierda



Fuente: Autores

Tabla 21. Fuerzas de la rodilla

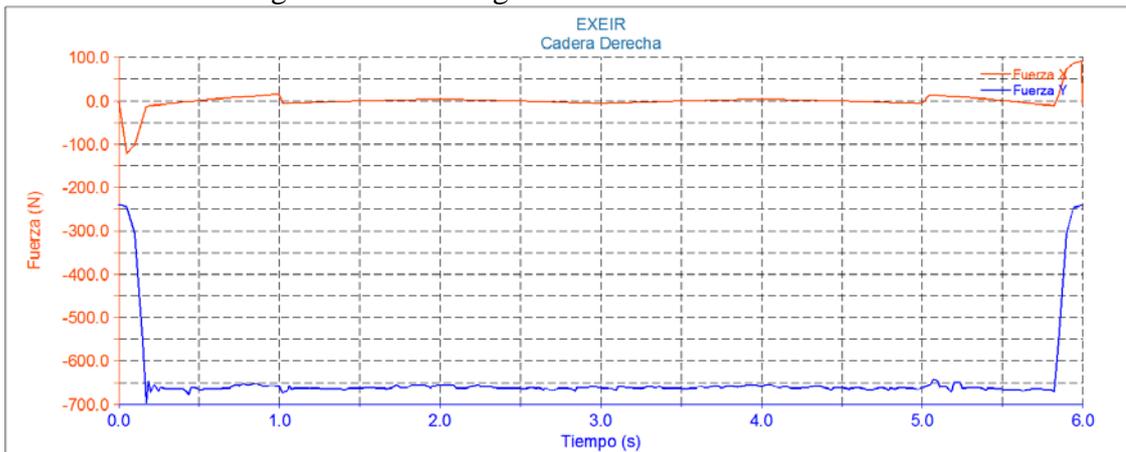
	Derecha	Izquierda
<b>Fuerza en x (N)</b>	121.6252	113.7104
<b>Fuerza en y (N)</b>	818.8532	356.8058

Fuente: Autores

- *Fuerzas ejercidas en la articulación cadera*

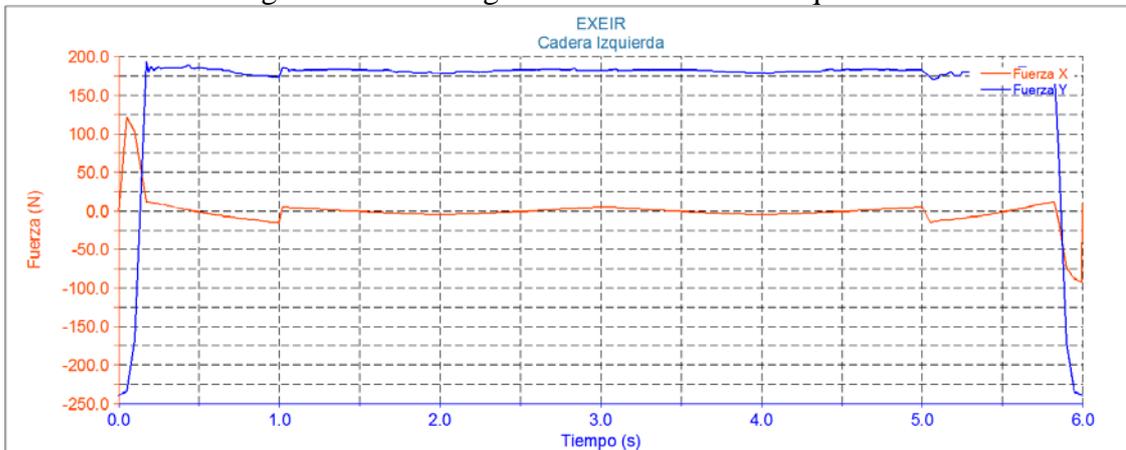
La figura 83 y 84, muestran como varía la fuerza que se ejerce en la articulación de la cadera derecha e izquierda, respectivamente, al igual que en las articulaciones anteriores, se produce el mismo fenómeno, produciéndose el mayor esfuerzo sobre la cadera derecha ya que en esta se concentra todo el peso de la persona, siendo los valores máximos ejercidos de:

Figura 83. Fuerzas generadas en la cadera derecha



Fuente: Autores

Figura 84. Fuerzas generadas en la rodilla izquierda



Fuente: Autores

Tabla 22. Fuerzas generadas en la cadera izquierda.

	Derecha	Izquierda
Fuerza en x (N)	121.6211	121.6045
Fuerza en y (N)	697.7925	239.5758

Fuente: Autores

5.3.4.5 *Torques en las articulaciones.* Estas fuerzas se obtienen de la gráficas Tiempo-Torque obtenidas de ADAMS. Para el diseño se requiere el valor máximo que se genera al momento de realizar la rutina establecida para la simulación, posteriormente estos valores servirán de referencia para la selección de los motores que animaran a las articulaciones del exoesqueleto.

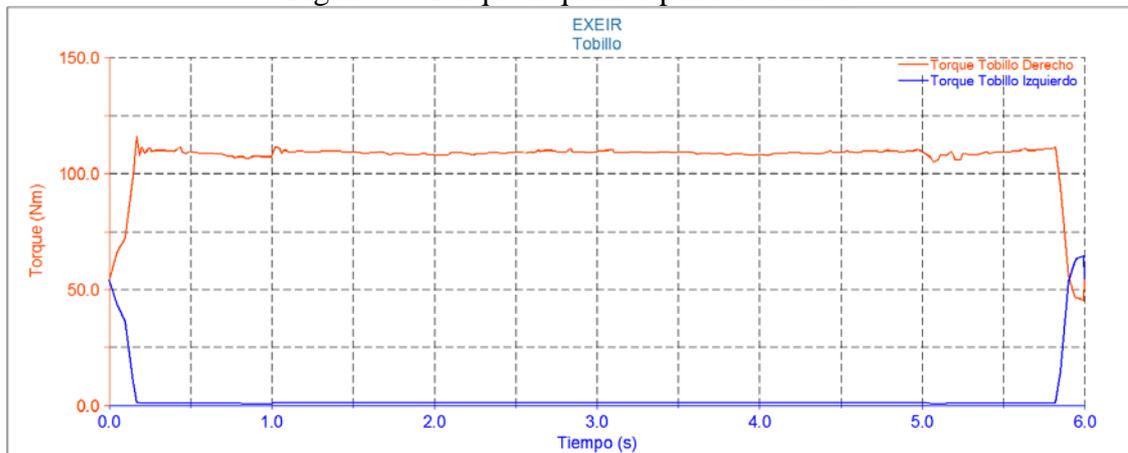
Las figuras 85, 86 y 87, muestra como varía el torque requerido por las articulaciones derechas e izquierdas respectivamente, estos valores se producen principalmente, para que la extremidad derecha mantenga su posición de apoyo y la extremidad derecha pueda subir y mover la canilla, los torques producidos en la articulaciones de la izquierda, se deben básicamente a que éstas deben vencer la inercia de las partes de la pierna para que se pueda generar el movimiento establecido en la secuencia de simulación, la tabla 23 recopila los valores de los torques máximos producidos en las extremidades.

Tabla 23. Torques requeridos para el exoesqueleto

Torques (Nm)	Cadera		Rodilla		Tobillo	
	Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha
	151.4029	171.9407	109.4154	121.1364	64.597	116.1578

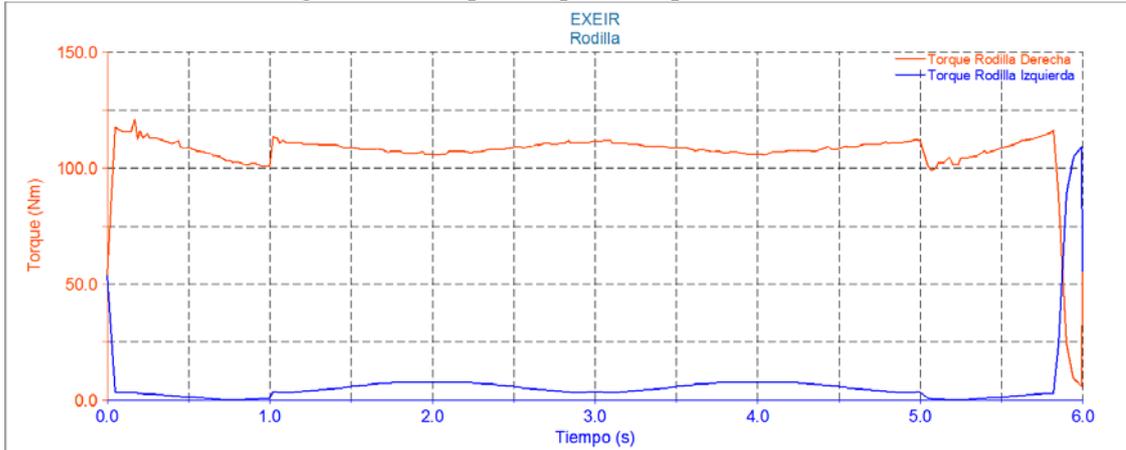
Fuente: Autores

Figura 85. Torque requerido por los tobillos



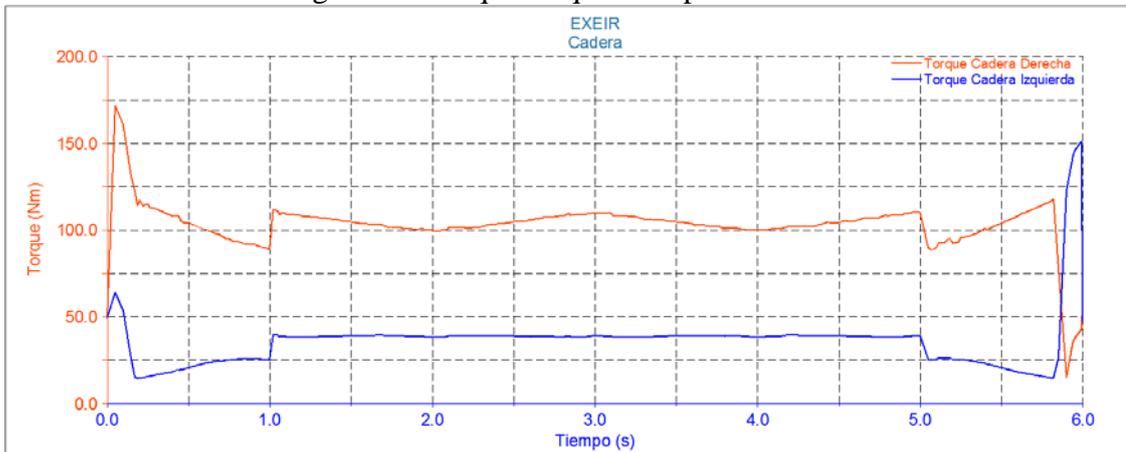
Fuente: Autores

Figura 86. Torques requeridos por las rodillas



Fuente: Autores

Figura 87. Torques requeridos por la cadera



Fuente: Autores

#### 5.4 Análisis de elementos finitos

Para la validación del diseño se hace un análisis de elementos finitos de cada uno de los subensamblajes del exoesqueleto, con los datos de las fuerzas obtenidos en el análisis dinámico realizado en ADAMS, para esto se realizó un análisis de los valores de las fuerzas máximas que se obtuvieron en cada una de las dos rutinas de simulación realizadas, y se estableció los valores máximos como la carga requerida para el análisis de resistencia de la estructura diseñada, para cada subensamblaje se realiza el respectivo mallado y asignación de fuerzas y soportes, posteriormente se realiza la validación estructural del comportamiento que tiene la estructura del exoesqueleto bajo la acción de estas cargas y apoyos previamente establecidos, este análisis se lo realizó en el software de aplicación de métodos de elementos finitos ANSYS.

5.4.1 *Métodos de elemento finitos*. El método de elementos finitos dentro del campo de la ingeniería es utilizado en la formulación matemática y a su vez su aplicación es nueva. Con el avance de desarrollos informáticos se ha convertido de mucha utilidad en la resolución de problemas por medio del cálculo de elementos finitos, pero para poder realizar los debidos y correctos análisis, se debe conocer bien los principios con los que trabaja el MEF. (REDDY, 2005)

Este método consiste en la discretización en formas geométricas simples llamadas elementos finitos, en sí el método de elementos finitos es un método numérico matricial, dentro del avance informático se encuentran otros tipos de apoyos en la resolución de estos tipos de cálculos específicos como pueden ser NASTRAN, ANSYS, SIND, etc.. (LOGAN, 2007)

Ecuación caso general:

$$\{f\}=[K]\{d\} \quad (9)$$

Donde:

- {f}: Vector de fuerza
- [K]: Matriz de rigidez
- {d}: Vector de Deformación

Para un completo análisis, se utiliza más términos, y esto se denota cuando se realiza el análisis dinámico de la estructura analizada, en este caso intervienen parámetros como: la masa, amortiguamiento, velocidad y aceleración, incluyendo los antes mencionados.

$$\{f\}=[K]\{d\} +[c]\{v\} +[m]\{a\} \quad (10)$$

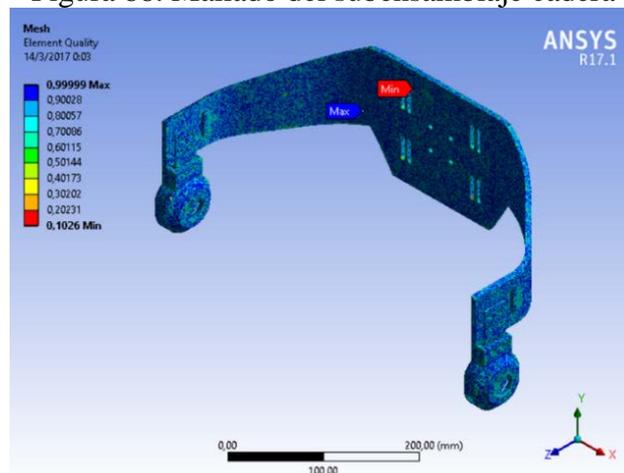
Donde:

- {f}: Vector de fuerza
- [K]: Matriz de rigidez
- {d}: Vector de desplazamiento
- [c]: Matriz amortiguamientos

- {v}: Vector de velocidad
- [m]: Matriz de masa
- {a}: Vector de aceleración

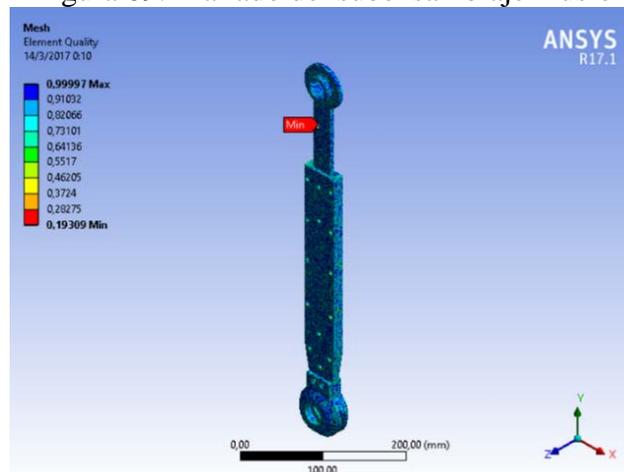
5.4.2 *Posprocesado del análisis en ANSYS.* Los subensamblajes son mallados, cada uno considerando que la calidad de la malla no afecte a los resultados obtenidos en los análisis, para ello, los modelos fueron importados sin incluir los chaflanes y redondeos, para que no se pierda la calidad de la malla en estas regiones, además se aplica las respectivas fuerzas en cada uno de éstos y como parte final se asigna los soportes para las partes que se asumen que están fijas. Las figuras 88, 89 y 90, muestran la calidad del mallado realizado a cada uno de los subensamblajes del exoesqueleto.

Figura 88. Mallado del subensamblaje cadera



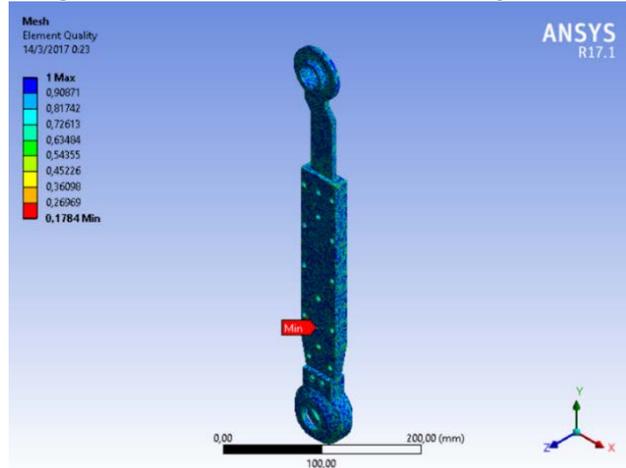
Fuente: Autores

Figura 89. Mallado del subensamblaje muslo



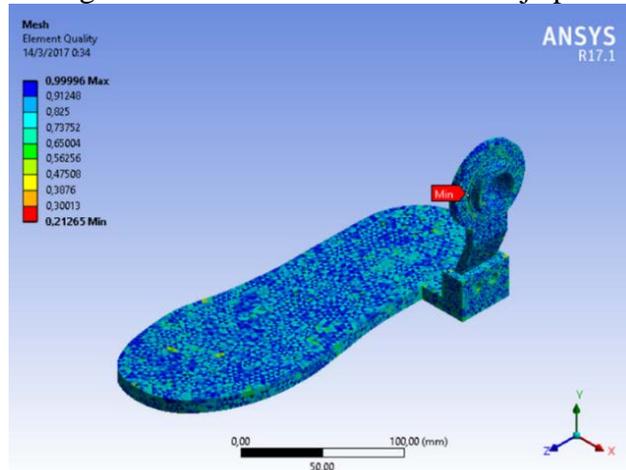
Fuente: Autores

Figura 90. Mallado del subensamblaje canilla



Fuente: Autores

Figura 91. Mallado del subensamblaje pie

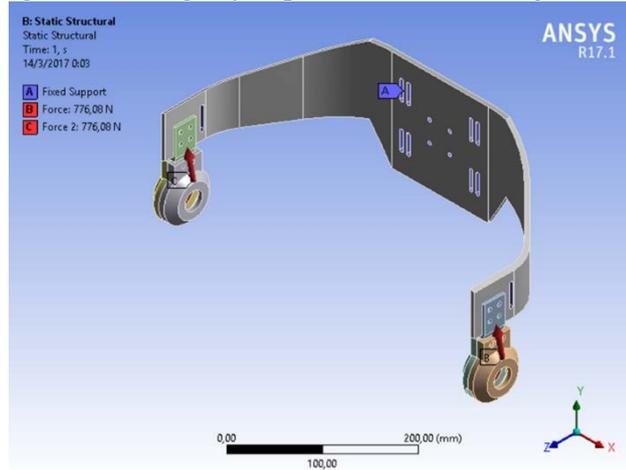


Fuente: Autores

Para garantizar la calidad del análisis realizado se verifico la calidad del mallado la cual para obtener resultados óptimos debe estar entre los valores de 0.3 a 1, en cada uno de los ensamblajes se puede apreciar que el valor mínimo de calidad de la malla es menor a 0.3, esto se desprecia ya que, al realizar un análisis de la distribución de calidad de los elementos de mallado, se apreció que en su mayoría los elementos de mallado se encuentran en el rango indicado.

5.4.2.1 *Cargas y soportes de la cadera del exoesqueleto.* Para este subensamblaje de la estructura se toma las fuerzas máximas obtenidas en la articulación de la cadera, tanto en x como en y, aplicándolas en cada una de las articulaciones, considerando el sentido de éstas y el soporte se asigna en las cavidades que servirán para la sujeción del operario.

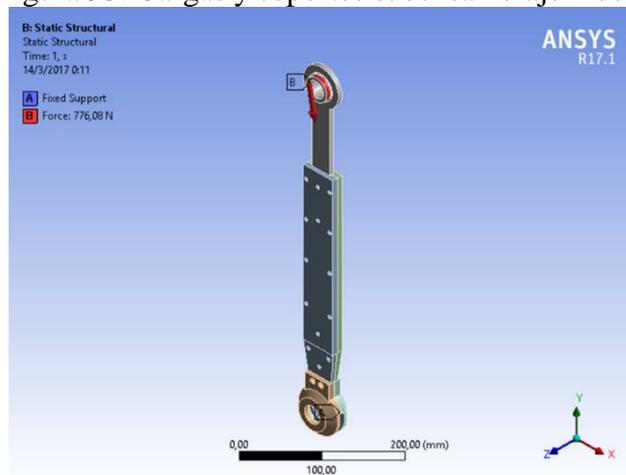
Figura 92. Cargas y soportes subensamblaje cadera



Fuente: Autores

5.4.2.2 *Cargas y soportes de los muslos del exoesqueleto.* En este subconjunto del exoesqueleto, se toma las fuerzas máximas ejercidas en la cadera, aplicándolas en la respectiva unión del muslo con la cadera con su respectivo sentido y dirección de acción, y tomando como soporte fijo en las caras donde se ubican los cojinetes de rodadura en la articulación de la rodilla.

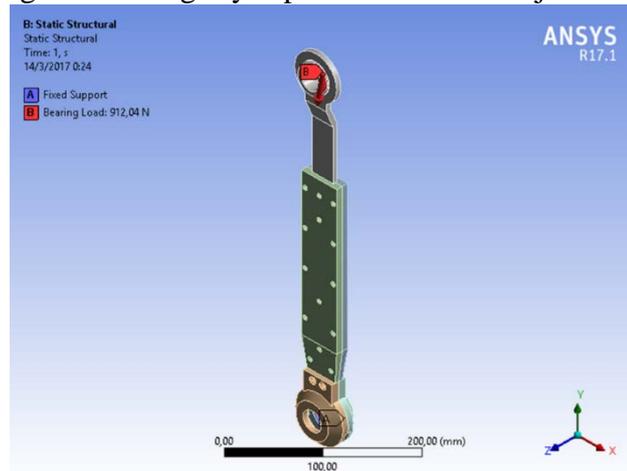
Figura 93. Cargas y soportes subensamblaje muslo



Fuente: Autores

5.4.2.3 *Cargas y soportes de las canillas del exoesqueleto.* Similar al subconjunto anterior del exoesqueleto, se toma las fuerzas máximas ejercidas en la rodilla, aplicándolas en la respectiva unión de la canilla con el muslo con su respectivo sentido y dirección de acción, y tomando como soporte fijo en las caras donde se ubicará los cojinetes de rodadura para la articulación del tobillo.

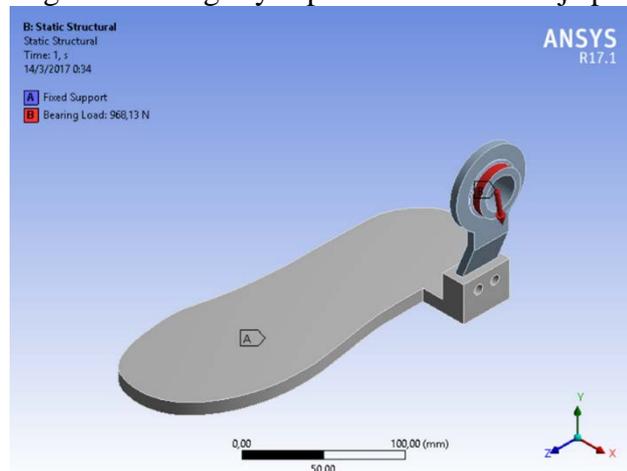
Figura 94. Cargas y soportes subensamblaje canilla



Fuente: Autores

5.4.2.4 *Cargas y soportes de los pies del exoesqueleto.* Este último subensamblaje, se considera fijo en toda la plantilla inferior del pie, mientras en la unión pie tobillo se asigna las cargas máximas resultantes en la articulación del tobillo con su respectivo sentido y dirección de acción.

Figura 95. Cargas y soportes subensamblaje pie



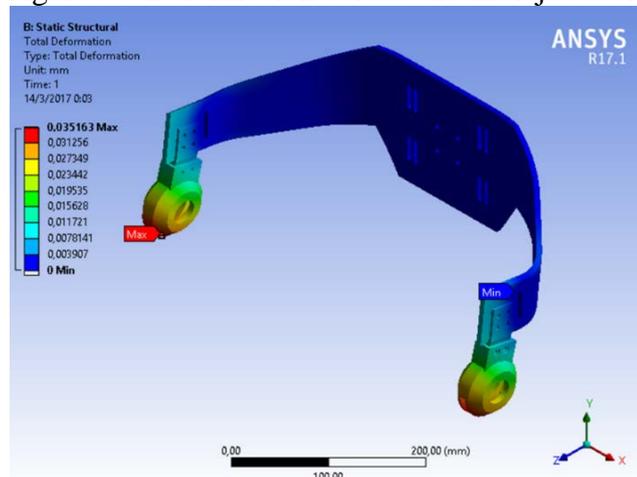
Fuente: Autores

5.4.3 *Resultados del análisis en ANSYS.* Luego de haber realizado el respectivo preprocesado del análisis de la estructura, se procedió a ejecutar el Solver del software para que ejecute el cálculo del análisis, posteriormente se procede a la obtención de los respectivos resultados que permitan analizar el comportamiento de la estructura para poder validar la resistencia de ésta, bajo las consideraciones anteriormente tomadas, para esto se analizarán los siguientes aspectos:

- Deformación total de la estructura
- Esfuerzos equivalentes de Von Mises
- Factor de seguridad

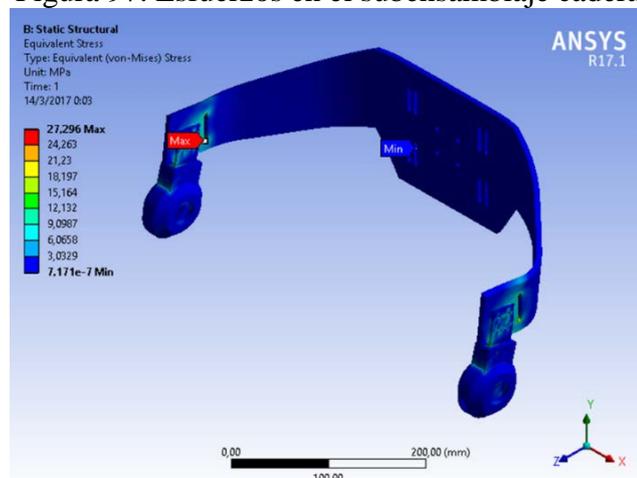
5.4.3.1 *Resistencia de la cadera del exoesqueleto.* Para comprobar y validar la resistencia estructural de las piezas que conforman la cadera del exoesqueleto, se analizó con las fuerzas máximas obtenidas realizado en el software de análisis dinámico ADAMS y considerando que estas están aplicadas en la unión de la articulación de la cadera y que se encuentra fija en las sujeciones que tiene el exoesqueleto para acoplarse con el usuario en rehabilitación.

Figura 96. Deformación del subensamblaje cadera



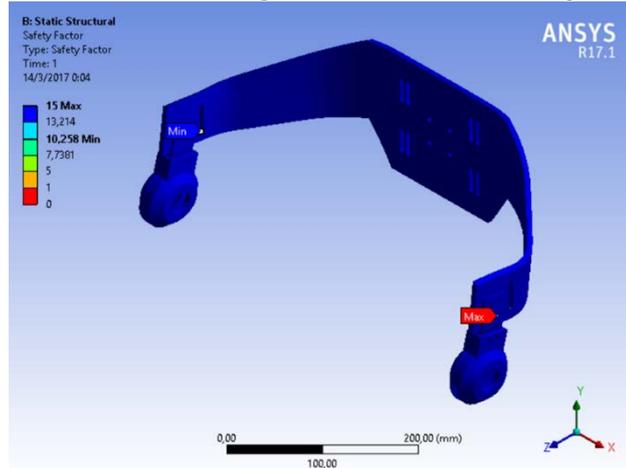
Fuente: Autores

Figura 97. Esfuerzos en el subensamblaje cadera



Fuente: Autores

Figura 98. Factor de seguridad en subensamblaje cadera

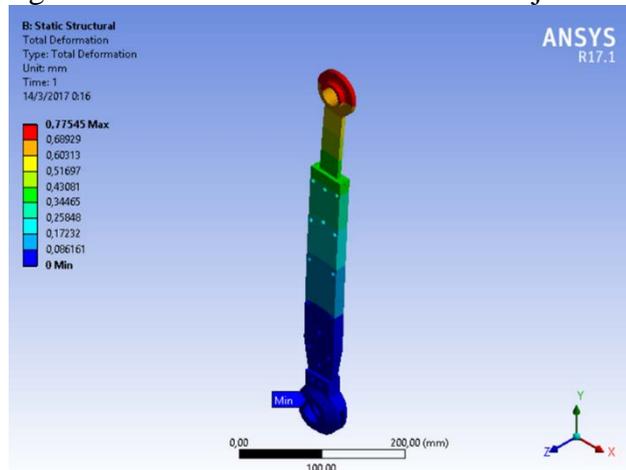


Fuente: Autores

El análisis de resistencia indica que estas piezas resistirán a las fuerzas requeridas por el análisis dinámico, dando un esfuerzo máximo de 27.30 MPa, una deformación máxima de 0.04 mm, y un factor de seguridad de 10,26, todos estos datos obtenidos en la placa de unión de la cadera que da como elemento crítico del subconjunto de la cadera, en las figuras 96, 97 y 98, se observa cómo reacciona el subensamblaje bajo la carga aplicada.

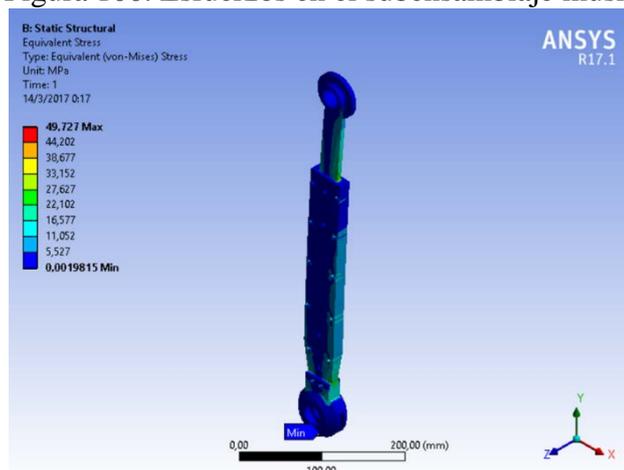
5.4.3.2 *Resistencia de los muslos del exoesqueleto.* Al igual que el análisis anterior, se comprueba la resistencia estructural de las piezas que conforman el muslo de la estructura del exoesqueleto, esto se realiza con las fuerzas máximas obtenidas en el software de análisis dinámico y considerando que éstas están aplicadas en la unión de la articulación de la cadera y definiendo que se encuentra fijo en la articulación de la rodilla.

Figura 99. Deformación del subensamblaje muslo



Fuente: Autores

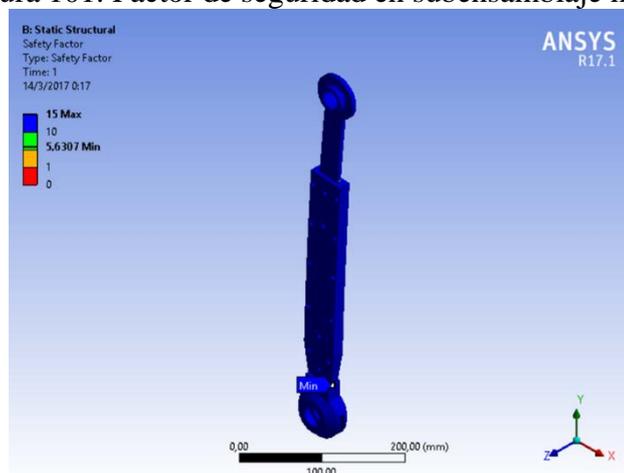
Figura 100. Esfuerzos en el subensamblaje muslo



Fuente: Autores

El análisis de resistencia indica que las piezas resistirán a las fuerzas requeridas por el análisis dinámico, dando un esfuerzo máximo de 49.73 MPa, una deformación máxima total de 0.78 mm, y un factor de seguridad de 5.63, lo que se puede observar en la figura 99, 100, y 101, todos estos datos obtenidos en las barras del muslo, que da como elemento crítico del subensamblaje del muslo.

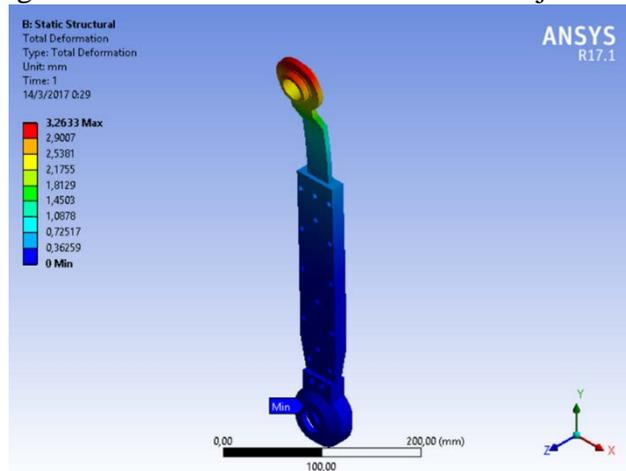
Figura 101. Factor de seguridad en subensamblaje muslo



Fuente: Autores

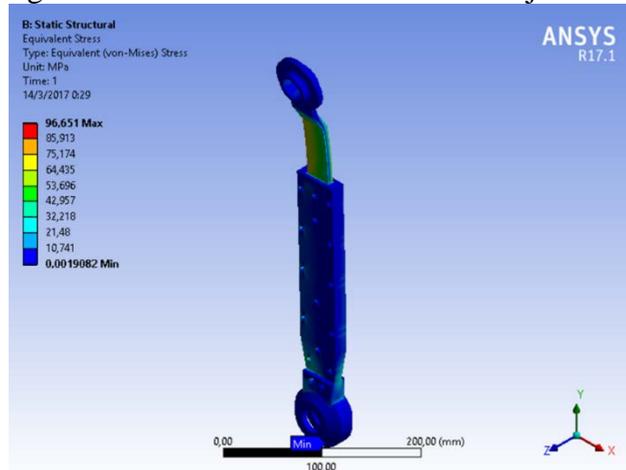
5.4.3.3 *Resistencia de las canillas del exoesqueleto.* Al igual que el análisis anterior, se comprueba la resistencia estructural de las piezas que conforman la canilla de la estructura del exoesqueleto, esto se realiza con las fuerzas máximas obtenidas en el software de análisis dinámico y considerando que están aplicadas en la unión de la articulación de la rodilla fijas en la articulación del tobillo.

Figura 102. Deformación del subensamblaje canilla



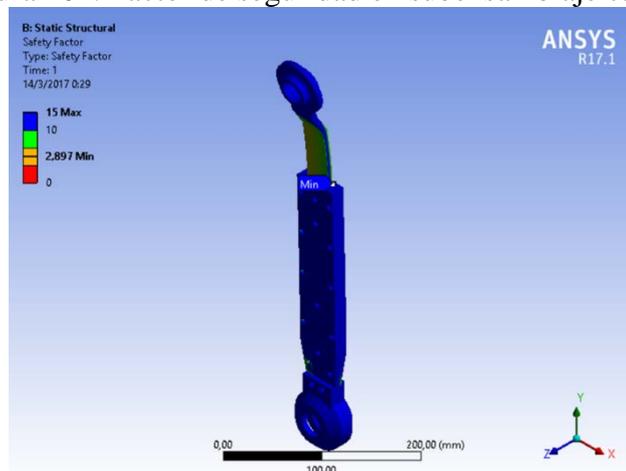
Fuente: Autores

Figura 103. Esfuerzos en el subensamblaje canilla



Fuente: Autores

Figura 104. Factor de seguridad en subensamblaje canilla

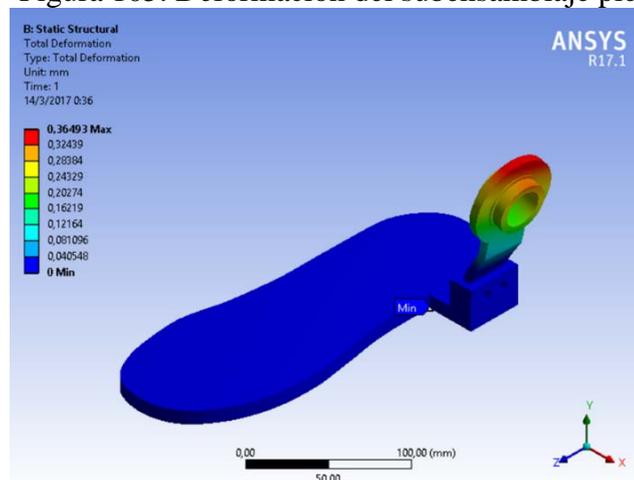


Fuente: Autores

El análisis de resistencia indica que estas piezas resisten a las fuerzas requeridas por el análisis dinámico, dando un esfuerzo máximo de 96.65 MPa, una deformación máxima de 3.26 mm, y un factor de seguridad de 2.90, siendo el elemento crítico del ensamblaje las barras de la canilla, lo que se muestra en las figuras 102, 103 y 104.

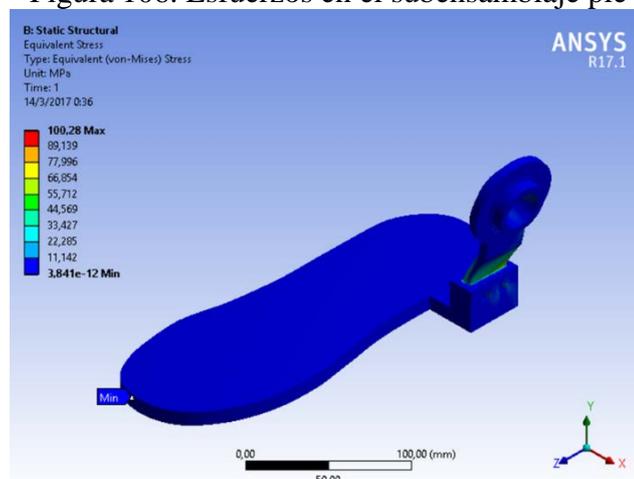
5.4.3.4 *Resistencia de los pies del exoesqueleto.* Al igual que los análisis anteriores, se comprueba la resistencia estructural de las piezas que conforman el pie del exoesqueleto, esto se realiza con las fuerzas máximas obtenidas en el software de análisis dinámico y considerando que están aplicadas en la unión de la articulación del tobillo y asumiendo que se encuentra fijo en la unión con la plantilla del pie.

Figura 105. Deformación del subensamblaje pie



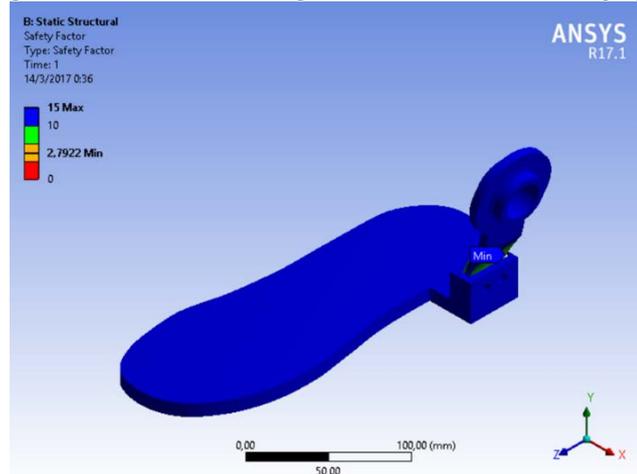
Fuente: Autores

Figura 106. Esfuerzos en el subensamblaje pie



Fuente: Autores

Figura 107. Factor de seguridad en subensamblaje pie



Fuente: Autores

El análisis de resistencia indica que estas piezas resistan a las fuerzas requeridas por el análisis dinámico, dando un esfuerzo máximo de 100.28 MPa, una deformación máxima de 0.36 mm, y un factor de seguridad de 2.79, todos estos datos obtenidos en la junta del tobillo con el pie, que da como elemento crítico del subconjunto del pie.

## 5.5 Dimensionamiento de tornillos de sujeción

Para unir todas las piezas del exoesqueleto, se requiere del uso de pernos de acero, en su totalidad se seleccionaron pernos M4x1, estos pernos estarán dispuestos además para resistir cargas a cortes que se generarán en el sistema, siendo dos los requeridos para unir cada una de las articulaciones.

5.5.1 *Fuerza máxima ejercida sobre los pernos.* Para comprobar la resistencia de los pernos ante el uso del exoesqueleto se considera las fuerzas máximas producidas en las articulaciones de este bajo la acción del peso del pacen en rehabilitación, siendo estas las producidas en el tobillo, siendo  $F_x = 173.51 N$  y  $F_y = 952.45 N$ , de lo cual tenemos:

$$F = \sqrt{F_x^2 + F_y^2} \quad (11)$$

Donde:

$F$ : Fuerza resultante ejercida sobre los pernos

$F_x$ : Fuerza en x máxima de la articulación

$F_y$ : Fuerza en y máxima de la articulación

$$F = \sqrt{(173.51 \text{ N})^2 + (952.45 \text{ N})^2}$$

$$F = 968.13 \text{ N}$$

5.5.2 *Análisis a esfuerzo cortante puro.* Los tornillos seleccionados para las uniones de la estructura diseñada, estarán expuestos a esfuerzos cortantes puros, debido a que la fuerzas que se producirá sobre ellos, tiene una dirección netamente paralela a su área transversal, siendo el esfuerzo producido cortante:

$$\tau = \frac{F}{A} \quad (12)$$

Donde:

A: Área de la sección transversal del todos los tornillos

$\tau$ : Esfuerzo cortante en el tornillo

$$A = \frac{\pi}{4} d^2 \cdot n \quad (13)$$

Donde:

d: Diámetro de raíz del tornillo,

n: Número de tornillos de la unión

$$A = \frac{\pi}{4} (5 \text{ mm})^2 * (2)$$

$$A = 39.27 \text{ mm}^2$$

Calculando nos da:

$$\tau = \frac{968.13 \text{ N}}{39.27 \text{ mm}^2}$$

$$\tau = 24.65 \text{ MPa}$$

Calculando el factor de seguridad:

$$\tau = 0.577 \frac{S_p}{n} \quad (14)$$

Donde:

$S_p$ : Resistencia mínima del tornillo (225 MPa)

$n$ : Factor de seguridad

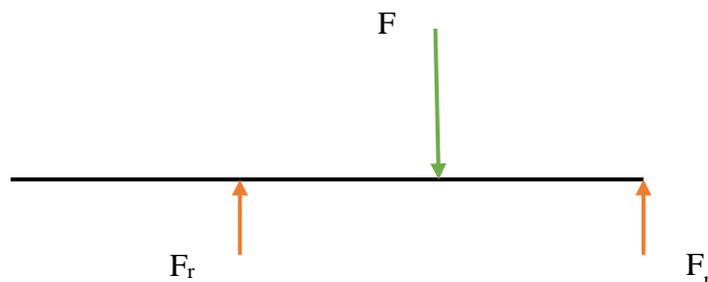
$$n = \frac{0.577 * 225 \text{ MPa}}{24.65 \text{ MPa}}$$

$$n = 5.3$$

## 5.6 Selección de rodamientos de las articulaciones

La selección de los rodamientos para cada una de las articulaciones de la estructura del exoesqueleto diseñada, se realizó con el catálogo de rodamientos NTN, utilizándose dos rodamientos para cada articulación, los cuales estarán bajo la acción de una carga axial en su totalidad, para la fuerza máxima requerida, al igual que en las juntas roscadas, de esto tenemos que  $F = 1290.35 \text{ N}$  es la fuerza máxima aplicada en el eje de la articulación, de aquí se tiene que:

Figura 108. Reacciones en el eje de la articulación



Fuente: Autores

Realizando la sumatoria de fuerza en el eje y, tenemos:

$$\sum F_y = 0 \quad (15)$$

$$F - 2F_r = 0$$

$$F_r = \frac{F}{2}$$

$$F_r = \frac{968.13 \text{ N}}{2}$$

$$F_r = 484.06 \text{ N}$$

5.6.1 *Análisis estático.* La selección del rodamiento, requiere el cálculo de la carga estática máxima a la cual el rodamiento está sometido, para esto se selecciona el factor de esfuerzos estáticos:

Figura 109. Factores de esfuerzos estáticos

Operating conditions	Ball bearings	Roller bearings
High rotational accuracy demand	2	3
Normal rotating accuracy demand (Universal application)	1	1.5
Slight rotational accuracy deterioration permitted (Low speed, heavy loading, etc.)	0.5	1

Fuente: (NTN 2016)

De la figura 109, se tiene:

$$S_o = 1$$

El catálogo proporciona la fórmula para el cálculo de la fuerza estática requerida:

$$P_{or} = X_o \cdot F_r + Y_o \cdot F_a \quad (16)$$

Donde:

$X_o$ : factor radial

$Y_o$ : factor axial

Fr: Fuerza radial, 476.23 N

Fa: Fuerza axial, 0

Como  $F_a=0$ , el catálogo indica que  $Y=0$  y  $X=1$ , calculando se tiene:

$$P_{or} = 484.06 \text{ N}$$

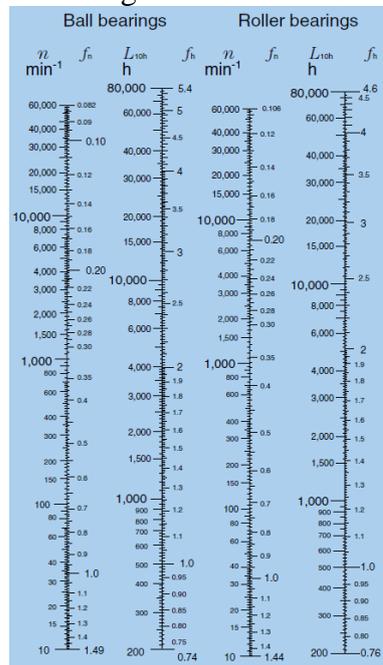
Siendo la carga estática requerida para la selección del rodamiento:

$$C_{OREQ} = S_0 \cdot P_{or} \quad (17)$$

$$C_{OREQ} = 484.06 \text{ N}$$

5.6.2 *Análisis dinámico.* Para seleccionar el rodamiento indicado, se asume que la velocidad angular será de 10 rpm y que será para un total de 1000h de uso, a partir de esto se calcula el factor dinámico del rodamiento.

Figura 110. Nomograma de factores de velocidad



Fuente: (NTN 2016)

De la figura 110, se tiene que el factor de velocidad es:

$$f_r = 1.49$$

Así mismo el factor dinámico es:

$$f_l = 1.25$$

El catálogo proporciona la fórmula para el cálculo de la fuerza dinámica requerida:

$$P_r = X \cdot Fr + Y \cdot Fa \quad (18)$$

Donde:

X: factor radial

Y: factor axial

Fr: Fuerza radial, 476.23 N

Fa: Fuerza axial, 0

Como  $Fa=0$ , tenemos que  $Y=0$  y  $X=1$ , calculando tenemos:

$$P_r = 484.06 \text{ N}$$

Siendo la carga dinámica requerida para la selección del rodamiento:

$$C_{REQ} = \frac{f_l * P_r}{f_n} \quad (19)$$

$$C_{REQ} = \frac{1.25 * 484.06 \text{ N}}{1.49}$$

$$C_{REQ} = 406.09 \text{ N}$$

En la tabla 24 se muestran los parámetros del rodamiento requeridos para su selección.

Tabla 24. Parámetros de Selección de rodamiento

Parámetro	Valor
$C_{REQ}$	484.06 N
$C_{REQ}$	406.09 N
<b>D</b>	30 mm

Fuente: Autores

Del catálogo se selecciona un rodamiento rígido de bolas de una hilera, según los parámetros de la selección y los parámetros de los rodamientos mostrados en la figura 111, el rodamiento seleccionado es un NTN 6706.

Figura 111. Parámetros de catálogo de rodamientos

	Boundary dimensions				Basic load ratings				Factor		Limiting speeds				Bearing numbers						
	d	D	B	$r_{as}$	dynamic		static		$f_0$	$f_0$	grease		oil		LLH	LLU	open type	shielded type	non-contact sealed type	low torque sealed type	contact sealed type
				mm	min	$C_r$	$C_{or}$	$C_r$			$C_{or}$	ZZ	LLB	Z							
30	37	4	0.2	—	1.14	0.950	117	97	15.7	3 300	3 800	—	—	—	—	6706	—	LLF	—	—	
	42	7	0.3	0.3	4.70	3.65	480	370	16.5	15 000	18 000	—	8 800	—	8 800	6806	ZZ	LLB	—	LLU	
	47	9	0.3	0.3	7.25	5.00	740	510	15.8	14 000	17 000	—	8 400	—	8 400	6906	ZZ	LLB	—	LLU	
	55	9	0.3	—	11.2	7.35	1 150	750	15.2	13 000	15 000	—	—	—	—	16006	—	—	—	—	
	55	13	1	0.5	13.2	8.3	1 350	845	14.8	13 000	15 000	9 200	7 700	—	—	6006	ZZ	LLB	LLH	LLU	
	62	16	1	0.5	19.5	11.3	1 980	1 150	13.8	11 000	13 000	8 800	7 300	—	—	6206	ZZ	LLB	LLH	LLU	
	72	19	1.1	0.5	26.7	15.0	2 720	1 530	13.3	10 000	12 000	7 900	6 600	—	—	6306	ZZ	LLB	LLH	LLU	
	90	23	1.5	—	43.5	23.9	4 400	2 440	12.3	8 800	10 000	—	—	—	—	6406	—	—	—	—	

Fuente: (NTN 2016)

Del catálogo se obtiene:

$$C_{DIS} = 1.14 \text{ kN}$$

$$C_{oDIS} = 0.95 \text{ kN}$$

Comprobando la resistencia del rodamiento:

$$C_{REQ} < C_{oDIS}$$

$$C_{REQ} < C_{DIS}$$

Con lo que se comprueba que el rodamiento seleccionado cumple con los requerimientos para el correcto funcionamiento de cada una de las articulaciones del exoesqueleto.

## CAPÍTULO VI

### 6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

#### 6.1 Conclusiones

Al culminar el presente trabajo de titulación, se logró desarrollar y cumplir con todos los objetivos propuesto en el anteproyecto del mismo.

Se estudió y sintetizó el estudio de los modelos de exoesqueletos que se encuentran desarrollados en el mundo, teniendo éstos elevados costos y de configuración antropométrica distinta a la local, además de que, en su mayoría, son proyectos desarrollados por instituciones privadas.

Se analizó las características de la marcha humana, y se definió los grados de libertad para que el exoesqueleto cumpla con esta, definiéndose uno para la cadera, uno para la rodilla y uno para el tobillo, quedando con 3 grados de libertad por cada extremidad.

Se investigó y desarrollo un estudio estadístico que permitió caracterizar la antropometría de las piernas, en la región establecida, de la cual se estableció la longitud de la canilla y muslo del exoesqueleto.

Se determinó mediante la casa de la calidad, el prototipo más conveniente mediante el sistema de ponderación de criterios de las características planteadas por la voz del ingeniero y la voz del usuario.

Se diseñó un modelo de exoesqueleto que cumpla con las exigencias establecidas en la casa de la calidad, el modelo consta de sujeciones y ajustes de altura, que permiten la fácil adaptabilidad con el usuario de este.

La estructura del exoesqueleto fue analizada dinámicamente mediante el software MSC ADAMS, determinando las fuerzas reaccionantes en la estructura, este fue modelado considerando todos los parámetros de modelación necesarios para que la simulación sea lo más real posible.

Además de las fuerzas obtenidas en el análisis dinámico, se pudo obtener los torques requeridos por las articulaciones para su funcionamiento, esto sirve para la selección de los motores que animarán a la estructura.

El diseño planteado fue expuesto a un análisis de resistencia para comprobar su comportamiento estructural bajo la aplicación de las fuerzas a la que estará sometido, verificando que el exoesqueleto cumple con los requerimientos estructurales definidos.

El proyecto en su totalidad, plantea una metodología de diseño que sirve de apoyo para futuras investigaciones y desarrollos de este tipo de proyectos.

## **6.2 Recomendaciones**

Como parte fundamental de todo análisis realizado en software es aconsejable realizar las respectivas validaciones de los resultados obtenidos, en este caso se recomienda la verificación mediante equipos especializados que permitan medir las fuerzas de contacto ejercidas por los pies hacia el suelo, ya que de ésta depende el resto de fuerzas reaccionantes de la estructura.

Para posteriores análisis dinámicos, es aconsejable, obtener los parámetros de la marcha humana mediante la utilización de sensores, los cuales permitan una mejor caracterización de ésta, lo que influirá de manera positiva en los resultados obtenidos de las fuerzas y torques desarrollados por la estructura.

En investigaciones posteriores, sería aconsejable desarrollar experimentos de medición de torques y fuerzas de las articulaciones y de contacto, que permitan corroborar los datos obtenidos por el software, para validar teórica y experimentalmente el análisis.

Al momento de probar la estructura, es recomendable probar que los topes mecánicos implementados en las articulaciones, cumplan con su finalidad, para evitar accidentes que causen lesiones en el usuario del exoesqueleto.

Además, es recomendable realizar un análisis estructural dinámico, en el cual se pueda predecir como varían los esfuerzos, deformaciones y factor de seguridad, al ejecutar los movimientos establecidos.

## BIBLIOGRAFÍA

**BLICKHAN, R.; et al.** *Robust behaviour of the human leg* [en línea]. Montreal, Canada: Springer, 2000. [Consulta: 20 octubre 2016]. Disponible en: [http://link.springer.com/chapter/10.1007%2F4-431-31381-8\\_2](http://link.springer.com/chapter/10.1007%2F4-431-31381-8_2)

**CLEMOTTE, Alejandro.** "Exoesqueletos". *TAI 2* [en línea], 2009, pp. 2-18. [Consulta: 10 octubre 2016]. Disponible en: <http://jeuazarru.com/wp-content/uploads/2014/10/Exoesqueletos.pdf>

**CONADIS.** "Estadísticas de Personas Con Discapacidades". Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades [En línea], 2014, (Ecuador), pp. 3-4. [Consulta: 14 octubre 2016]. Disponible en: [http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2015/09/estadistica\\_conadis.pdf](http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2015/09/estadistica_conadis.pdf)

**CORTÉS RAMÍREZ, S.; & DUARTE MONDRAGÓN, A.** Órtesis activa para la rehabilitación de lesión medular de miembro inferior [en línea] (tesis). (Ingeniería) Instituto Politecnico Nacional, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, México D.F., México. 2013. pp. 2-39. [Consulta: 14 octubre 2016]. Disponible en: <http://tesis.ipn.mx/jspui/bitstream/123456789/13218/1/ORTESIS%20ACTIVA%20PARA%20LA%20REHABILITACION%20DE%20LESION%20MEDULAR%20DE%20MIEMBRO%20INFERIOR.pdf>

**FALLER, A.; et al.** *The human Body; An Introduction to Structure* [en línea]. 4<sup>ta</sup> ed. Stuttgart, Alemania: Thieme, 2004. [Consulta: 10 octubre 2016]. Disponible en: [http://lib.hcmup.edu.vn:8080/eFileMgr/efile\\_folder/efile\\_local\\_folder/2014/2/2014-0226/tvefile.2014-02-26.0404395097.pdf](http://lib.hcmup.edu.vn:8080/eFileMgr/efile_folder/efile_local_folder/2014/2/2014-0226/tvefile.2014-02-26.0404395097.pdf)

**FENEIS, H.; & WOLFGANG, D.** *Pocket Atlas of Human Anatomy; Based on the International Nomenclature* [en línea]. 4<sup>ta</sup> ed. Stuttgart, Alemania: Thieme, 2000. [Consulta: 20 octubre 2016]. Disponible en: [http://file.zums.ac.ir/ebook/64-Pocket%20Atlas%20of%20Human%20Anatomy%20Based%20on%20the%20International%20Nomenclature\\_Heinz%20Feneis%20Wolfgang%20Da.pdf](http://file.zums.ac.ir/ebook/64-Pocket%20Atlas%20of%20Human%20Anatomy%20Based%20on%20the%20International%20Nomenclature_Heinz%20Feneis%20Wolfgang%20Da.pdf)

**FIGUEROA AMADOR, Marco Tulio; et al.** "Sistema Robótico para Rehabilitación de Marcha Enfocado a Niños con Parálisis Cerebral". *Second International Conference on Advanced Mechatronics, Design, and Manufacturing Technology* [En línea], 2014, pp. 2-6. [Consulta: 14 octubre 2016]. Disponible en: [http://file.zums.ac.ir/ebook/64-Pocket%20Atlas%20of%20Human%20Anatomy%20Based%20on%20the%20International%20Nomenclature\\_Heinz%20Feneis%20Wolfgang%20Da.pdf](http://file.zums.ac.ir/ebook/64-Pocket%20Atlas%20of%20Human%20Anatomy%20Based%20on%20the%20International%20Nomenclature_Heinz%20Feneis%20Wolfgang%20Da.pdf)

**FONT LLAGUNES, Josep M; et al.** "Diseño de una órtesis activa para ayuda a la marcha". *XVIII Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica; Asociación Española de Ingeniería Mecánica* [En línea], 2010, (España), pp. 1-2. [Consulta: 14 octubre 2016]. Disponible en: <http://www.uclm.es/actividades/2010/CongresoIM/pdf/cdarticulos/019.pdf>

**GLYNN, Angela; & FIDDLER, Hele.** *The Physiotherapist's Pocket Guide to Exercise, Assessment, Prescription and Training* [En línea]. ELSEVIER, 2009. [Consulta: 20 octubre 2016]. Disponible en: <https://books.google.com.ec/books?id=Mzzm0V5MXbUC&printsec=frontcover#v=onepage&q&f=false>

**GÓMEZ, Ramón; & SAPIÑA, Ferrer.** Estudio biomecánico de la marcha en pacientes con artrosis de cadera [en línea] (tesis). (Doctorado). Universidad de Valencia, Departamento de medicina. Valencia, España. 2005. pp. 11-35 [Consulta: 10 octubre 2016]. Disponible en: <http://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/10023/gomez.pdf?sequence=1>

**GONZÁLES PÉREZ, Joaquín.** *Montaje y mantenimiento de máquinas eléctricas rotativas* [en línea]. Málaga, España: IC Editorial, 2012. [Consulta: 15 enero 2017]. Disponible en: <https://www.tagusbooks.com/leer?isbn=9788415670575&idsource=3001&li=1>

**HENAO LEMA, Claudia Patricia; & PÉREZ PARRA, Julio Ernesto.** "Lesiones medulares y discapacidad: revisión bibliográfica". *Aquichan*[en línea], 2010, (Colombia) 10(2), pp. 159-169. [Consulta: 14 octubre 2016]. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/2791682.pdf>

**HULL, Derek.** *Materiales compuestos*. Barcelona, España: Reverte S.A., 2003. [Consulta: 18 noviembre 2016]. Disponible en: <https://goo.gl/37QAxv>

**INEC.** "Población por Condición de Discapacidad". Instituto Nacional Estadísticas y Censos [En línea], 2015, (Ecuador) [Consulta: 14 octubre 2016]. Disponible en: <http://www.ecuadorencifras.gob.ec/informacion-censal-cantonal/>

**KAPANDJI, A. I.** *Fisiología Articular*. 5<sup>ta</sup> ed. Bogota, Colombia: Panamericana, 2006. pp. 14-224.

**LACOTE, M.; et al.** *Valoración de la Función Muscular Normal y Patológica*. Barcelona, España: Masson SA, 1984. pp. 1-512.

**LATARJET, M; & RUIZ LIZARD, A.** *Anatomía Humana*. 3<sup>ra</sup> ed. Buenos Aires, Argentina: Panamericana, 1992. pp. 33-52.

**LOGAN, Daryl L.** *A first course in the finite element method*. 6<sup>ta</sup> ed. Boston, USA: Cengage Learning, 2015. pp. 4-26.

**MANGONON, Pat L.** *Ciencia de materiales: Selección y diseño*. México: Pearson Education, 2001. pp. 489-502.

**MARTINEZ PAREDES, J.** Diseño de un exoesqueleto para miembro inferior [en línea] (tesis). (Maestría) Instituto Politécnico Nacional. Escuela superior de ingeniería mecánica y eléctrica, México D.F., México, 2013. pp. 2-116. [Consulta: 16 diciembre 2016]. Disponible en: <http://repository.unimilitar.edu.co/bitstream/10654/13731/2/Trabajo%20Final%20Exoesqueleto%20de%20Marcha%20de%20mimbros%20inferiores%20R5.pdf>

**MURRAY, Spiegel.** *Mecánica Teórica*. Mexico D.F., México: McGRAW-HILL, 1977. pp. 25-31.

**NORDIN, M.; & FRANKEL, V.** *Biomecánica Básica del Sistema Musculoesquelético*. 3<sup>ra</sup> ed. Mc Graw Hill, 2004. pp. 180-260.

**NORDIN, MARGARETA.** *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. 3<sup>ra</sup> ed. Mc Graw Hill, 2004. pp. 13-16.

**ORTS LLORCA, F.** *Anatomía Humana*. 6<sup>ta</sup> ed. Barcelona, España: Científico-Médica, 1987. pp. 3-26.

**REDDY, J. N.** *An Introduction to the Finite Element Method* [en línea]. 2<sup>da</sup> ed. New York, USA: McGraw-Hill, 1993. [Consulta: 8 diciembre 2016]. Disponible en: <https://bayanbox.ir/view/906726653241284268/Introduction-to-the-Finite-Element-Method-Reddy.pdf>

**REINHARDT, B.** *La escuela de la espalda* [en línea]. 3<sup>ra</sup> ed.. Barcelona, España: Paidotribo, 2001. [Consulta: 21 octubre 2016]. Disponible en: [http://www.portalfitness.com/6005\\_libro-la-escuela-de-la-espalda.aspx](http://www.portalfitness.com/6005_libro-la-escuela-de-la-espalda.aspx)

**RIBA ROMEVA, Carles.** *Diseño concurrente*. Barcelona, España: Edicions UPC, 2002. pp. 59-184.

**ROHEN, J. W.; et al.** *Atlas de Anatomía Humana; Estudio Fotográfico*. 6<sup>ta</sup> ed. ELSEVIER, 2007. pp. 416-451.

**ROMERO, Nelly Maribel.** Diseño mecánico de muletas de antebrazo para un exoesqueleto [en línea] (tesis). (Ingeniería). Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de Ingeniería. Mexico D.F., México. 2016. pp. 53-72. [Consulta: 28 octubre 2016]. Disponible en: [http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/10608/Tesis%20NMRJ\\_FI.pdf?sequence=1](http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/10608/Tesis%20NMRJ_FI.pdf?sequence=1)

**SAUCEDO ROMERO, M.** Valoración de la marcha humana [en línea] (tesis). (Ingeniería). Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de Ingeniería. México D.F., México. 2009. pp. 20-56 [Consulta: 14 octubre 2016]. Disponible en: <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/1511/Tesis.pdf?sequence=1>

**WANG, Zhonmin; et al.** "Kinematics modeling and simulation to assistant robot based on ADAMS". *IEEE* [en línea], 2012, (China), pp. 1089-1092. [Consulta: 20 noviembre 2016]. ISSN 978-1-4577-1604-1. Disponible en: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6273489/?reload=true>

**WILLIAMS, P.; & WARWICK, R.** *Gray anatomía* [en línea]. Barcelona, España: Churchill Livinstone, 1996. [Consulta: 15 octubre 2016]. ISSN 978-1-4577-1604-1. Disponible en: <https://goo.gl/8xaUoI>

**YUPANQUI TAIPE, David.** Diseño y construcción de un tanque de combustible para un vehículo monoplaza de la fórmula SAE en la carrera de ingeniería automotriz (tesis). (Ingeniería) Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Facultad de Mecánica, Escuela Ingeniería Automotriz, Riobamba, Ecuador. 2016. pp. 18-30.