



**ESPE**

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

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

**CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

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

**TEMA:**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE  
EXOESQUELETO PARA MIEMBROS INFERIORES**

**AUTORES:**

**CHANGO AVILA, CARLOS GUSTAVO  
LINO BARCIA, FREDDY JAVIER**

**DIRECTORA:**

**TOBAR QUEVEDO, JOHANNA BELÉN**

**SANGOLQUÍ**

**2017**



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

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

**CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

**CERTIFICADO DEL DIRECTOR DE TRABAJO DE TITULACIÓN**

Certifico que el trabajo de titulación, *“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO PARA MIEMBROS INFERIORES”* realizado por los señores Chango Avila Carlos Gustavo y Lino Barcia Freddy Javier, ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software anti-plagio, el mismo cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto me permito acreditarlos y autorizarlos a los señores Chango Avila Carlos Gustavo y Lino Barcia Freddy Javier para que lo sustente públicamente.

Sangolquí, 07 de diciembre de 2017

Una firma manuscrita en tinta azul, que parece ser 'Johanna Belén Tobar Quevedo', escrita sobre una línea horizontal punteada.

Ing. Johanna Belén Tobar Quevedo



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

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

**CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

### **AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD**

Yo, Chango Avila Carlos Gustavo, con cédula de identidad N° 2100554803, declaro que este trabajo de titulación "DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO PARA MIEMBROS INFERIORES" ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaro que este trabajo es de mi autoria, en virtud de ello me declaro responsable del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Sangolquí, 07 de diciembre de 2017

Una firma manuscrita en tinta azul sobre una línea horizontal punteada.

Carlos Gustavo Chango Avila

C.C.: 2100554803



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

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

**CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

### **AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD**

Yo, Lino Barcia Freddy Javier, con cédula de identidad N° 1313369306, declaro que este trabajo de titulación “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO PARA MIEMBROS INFERIORES” ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaro que este trabajo es de mi autoría, en virtud de ello me declaro responsable del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Sangolquí, 07 de diciembre de 2017

-----  
  
Lino Barcia Freddy Javier

C.C.: 1313369306



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

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

**AUTORIZACIÓN**

Nosotros, Chango Avila Carlos Gustavo y Lino Barcia Freddy Javier, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la biblioteca Virtual de la institución el presente trabajo de titulación "DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO EXOESQUELETO PARA MIEMBRO INFERIORES" cuyo contenido, ideas y criterios son de mi autoría y responsabilidad.

Sangolquí, 07 de diciembre de 2017

  
-----  
Chango Avila Carlos Gustavo

C.C.: 2100554803

  
-----  
Lino Barcia Freddy Javier

C.C.: 1313369306

## DEDICATORIA

*Dedico este proyecto de tesis a Dios por permitirme tener una familia maravillosa, porque me ha acompañado en cada paso que he dado en este camino de estudio y porque me ha permitido tener este día tan especial a mi madrecita querida que pese a las adversidades que se han presentado; dándome la fortaleza para continuar, de manera muy especial dedico este proyecto a mis padres Gustavo y Ángela, quienes han sido y serán los pilares fundamentales en mi vida, ya que por su tenacidad y su lucha diaria he incansable han hecho de ellos un ejemplo de superación digno de seguir, son mis padres quienes con su esfuerzo y dedicación han velado siempre por el bienestar y educación de mi persona y mis hermanos, depositando en mí su confianza de manera incondicional en cada lucha que daba, es gracias a ellos que he logrado alcanzar la meta que nos propusimos cuando salí de mi tierra, de igual manera quiero dedicar esta meta alcanzada a mis hermanos, familiares y amigos quienes siempre me han estado brindando su apoyo, fomentando en mí el deseo de superación y triunfo en la vida.*

*Carlos Gustavo Chango Avila*

## **DEDICATORIA**

*Dedico esta Tesis a mi madre Letty Barcia, quien me apoyo todo este tiempo en este proceso, que a pesar de estar lejos fue mi soporte y estuvo pendiente de mí.*

*Y a mi hermana Paola Lino, la cual fue una inspiración para realizar este prototipo y en su futuro realizar mejoras.*

*Freddy Javier Lino Barcia*

## AGRADECIMIENTOS

*Este presente proyecto de tesis representa la culminación de una etapa importante en mi vida, por ello quiero agradecer en primer lugar a Dios y a mis padres por brindarme y permitirme llegar hasta la meta donde he llegado.*

*En segundo lugar quiero agradecer a la Ing. Tobar Quevedo Johanna directora del presente proyecto de tesis a los ingenieros Paredes Nancy y Segura Luis, quienes prestaron su colaboración como ponentes ante la defensa de este proyecto, ingenieros quienes con su valiosa orientación nos han guiado de manera satisfactoria en la realización de este proyecto.*

*De manera especial quiero agradecer a esta prestigiosa institución Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE, la cual me abrió las puertas brindándome la posibilidad de prepararme para enfrentarme a un futuro competitivo con mejores oportunidades.*

*A cada uno de los amigos que a lo largo del camino de mi vida universitaria han sabido brindar su ayuda, en aspectos de estudios y persona, al señor Wilson Gallardo por su apoyo durante la elaboración de esta tesis le extiendo mi agradecimiento.*

*A todos y cada uno de ustedes les expreso mi sincero agradecimiento.*

*Carlos Gustavo Chango Avila*



## **AGRADECIMIENTOS**

*Se agradece Wilmer Lino Soriano quien me ayudo para poder estudiar esta carrera lejos de mi hogar, como mi tío es más como un padre para mí.*

*A Edgar Avila, Ortopedista que se encuentra frente al Hospital Militar, quien nos ayudó en el proceso de la ubicación de las articulaciones y soportes siendo un gran apoyo en la parte de la biomecánica.*

*A Wilson Gallardo, fue un gran apoyo en esta parte de la tesis.*

*Freddy Javier Lino Barcia*

## ÍNDICE DE CONTENIDO

<b>CERTIFICADO DEL DIRECTOR DE TESIS .....</b>	<b>ii</b>
<b>AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD .....</b>	<b>iii</b>
<b>AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD .....</b>	<b>iv</b>
<b>AUTORIZACIÓN .....</b>	<b>v</b>
<b>DEDICATORIA .....</b>	<b>vi</b>
<b>DEDICATORIA .....</b>	<b>vii</b>
<b>AGRADECIMIENTOS .....</b>	<b>viii</b>
<b>AGRADECIMIENTOS .....</b>	<b>ix</b>
<b>ÍNDICE DE CONTENIDO .....</b>	<b>x</b>
<b>ÍNDICE DE TABLAS .....</b>	<b>xiii</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS .....</b>	<b>xiv</b>
<b>RESUMEN .....</b>	<b>xviii</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>xix</b>
<b>CAPÍTULO I .....</b>	<b>1</b>
<b>GENERALIDADES .....</b>	<b>1</b>
1.1. Introducción.....	1
1.2. Antecedentes.....	2
1.3. Justificación e importancia.....	3
1.4. Alcance.....	6
1.5. Objetivos.....	7
1.5.1. Objetivo general .....	7
1.5.2. Objetivo específico .....	7
 <b>CAPÍTULO II.....</b>	 <b>8</b>
<b>MARCO TEÓRICO.....</b>	<b>8</b>
2.1 Estado del arte en Exoesqueletos.....	8
2.2 Características de funcionalidad de exoesqueletos.....	49
2.2.1 Estructura mecánica.....	50
2.2.2 Biomecánica .....	50
2.2.3 Actuadores .....	50
2.2.4 Sensores y sistema de control.....	51
2.2.5 Modelamiento matemático .....	51
2.2.6 Grados de libertad.....	51
2.3 Clasificación de exoesqueletos.....	52
2.3.1 Modalidad pasiva o activa .....	52
2.3.2 Funcionalidad móvil o estática.....	52
2.3.3 Por número de articulaciones .....	53
2.3.4 Portabilidad.....	53
2.4 Aplicaciones de los exoesqueletos en humanos .....	53

<b>CAPÍTULO III .....</b>	<b>54</b>
<b>BIOMECÁNICA Y MODELADO DEL MIEMBRO INFERIOR.....</b>	<b>54</b>
3.1 Definición de la antropometría.....	54
3.1.1 Planos referenciales del cuerpo humano .....	54
3.1.1.1 Plano frontal .....	55
3.1.1.2 Plano sagital.....	55
3.1.1.3 Plano trasversal.....	55
3.1.1.4 Centro de gravedad.....	55
3.1.2 Tablas antropométricas.....	56
3.2 Biomecánica del miembro humano inferior .....	60
3.2.1 Análisis de movimiento (locomoción o marcha).....	61
3.2.2 Análisis del movimiento de la marcha .....	70
3.3 Cinemática del miembro inferior.....	74
3.3.1 Cinemática inversa .....	74
3.3.2 Cinemática directa .....	76
3.4 Modelo mecánico equivalente de la extremidad inferior humano .....	77
3.5 Modelo de la extremidad inferior humano .....	78
3.5.1 Modelo de matemático de la pierna.....	78
3.5.1.1 Análisis cinemático .....	78
3.5.1.2 Análisis dinámico .....	80
3.5.1.3 Momento de inercia.....	81
3.5.1.4 Energía cinética del sistema .....	82
3.5.1.5 Energía potencial del sistema .....	83
<b>CAPÍTULO IV.....</b>	<b>87</b>
<b>DISEÑO DEL EXOESQUELETO .....</b>	<b>87</b>
4.1 Diseño conceptual del exoesqueleto.....	87
4.1.1 Arquitectura del prototipo de exoesqueleto para miembros inferiores.....	88
4.1.2 Normas empleadas.....	89
4.2 Diseño detallado mecánico del exoesqueleto .....	89
4.2.1 Cálculo de datos antropométricos del sujeto de prueba .....	90
4.2.2 Determinación de torques.....	90
4.2.3 Caracterización de actuadores .....	91
4.3 Diseño electrónico y de control .....	116
4.3.1 Controlador.....	117
4.3.2 Drivers .....	118
4.3.3 Sensores .....	119
4.3.4 Baterías .....	121
4.3.4.1 Selección de baterías .....	123
4.3.4.2 Convertidor DC-DC .....	123
4.3.4.3 Circuito antirrebote.....	124
4.3.5 Diseño de control.....	125

<b>CAPÍTULO V .....</b>	<b>129</b>
<b>ANÁLISIS DE LA ESTRUCTURA.....</b>	<b>129</b>
5.1 Resistencia del material .....	129
<b>CAPÍTULO VI.....</b>	<b>131</b>
<b>IMPLEMENTACIÓN.....</b>	<b>131</b>
6.1 Implementación del proceso, equipo o máquina .....	131
6.2 Maquinado de las partes con detalles complicados .....	131
6.2.1 Maquinado del soporte de cadera .....	133
6.2.2 Maquinado de la articulación de cadera y rodilla.....	133
6.3 Ensamblaje de las partes mecánicas .....	137
6.3.1 Ensamblaje de las articulaciones de cadera .....	137
6.3.2 Ensamblaje de las articulaciones de rodilla.....	137
6.4 Implementación de los componentes electrónicos .....	140
6.4.1 Esquema de conexión del MPU6050 .....	140
6.4.2 Implementación del circuito electrónico .....	141
<b>CAPÍTULO VII.....</b>	<b>143</b>
<b>PRUEBAS Y RESULTADOS .....</b>	<b>143</b>
7.1. Prueba 1, con 4 actuadores rotacionales (servomotores).....	143
7.1.1 Resultados de la prueba con actuadores rotacionales .....	144
7.2. Prueba 2, con 2 actuadores lineales y 2 actuadores rotacionales (servomotores) ..	145
7.3. Prueba 3, con 2 actuadores lineales (450N) y 2 actuadores rotacionales. ....	148
7.3.1 Análisis de datos en el levantamiento.....	149
7.3.1.1 Cálculo de errores en el levantamiento.....	151
7.3.2 Análisis de datos en marcha bípeda articulación de la cadera.....	151
7.3.3 Análisis de datos en marcha bípeda articulación de rodilla.....	153
7.3.4 Análisis financiero .....	154
7.3.4.1 Costos directos.....	155
7.3.4.2 Costos indirectos .....	157
7.3.4.3 Costo total.....	157
<b>CAPÍTULO VIII .....</b>	<b>159</b>
<b>CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....</b>	<b>159</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>162</b>

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Rango de movimiento articulado .....	11
Tabla 2. Rangos máximos de movimiento .....	11
Tabla 3. Nomenclatura de las partes del exoesqueleto ALEX .....	14
Tabla 4. Datos antropométricos .....	18
Tabla 5. Estudio virtual sobre el cambio del talón al pie .....	21
Tabla 6. Planos y ejes del cuerpo humano.....	57
Tabla 7. Ángulos de levantamiento .....	71
Tabla 8. Ángulos en la fase de marcha .....	71
Tabla 9. Obtención de ángulos para la simulación de la marcha bípeda.....	72
Tabla 10. Parámetros de D-H .....	76
Tabla 11. Modelo de pierna humana vs. Modelo equivalente - Exoesqueleto .....	78
Tabla 12. Requerimientos del prototipo de exoesqueleto.....	87
Tabla 13. Datos antropométricos del sujeto de prueba.....	90
Tabla 14. Características de actuadores.....	91
Tabla 15. Características del actuador SAVÖX.....	93
Tabla 16. Características de materiales para la estructura del exoesqueleto .....	95
Tabla 17. Factores de distribución de carga .....	106
Tabla 18. Factor geométrico para flexión.....	107
Tabla 19. Controladores. ....	117
Tabla 20. Drivers .....	118
Tabla 21. Acelerómetros comerciales .....	119
Tabla 22. Batería Zippy 7.4V a 5000 mAH .....	123
Tabla 23. Convertidor DC-DC .....	124
Tabla 24. Diseño CAD, Molde de impresión 3D y Fundición de Aluminio .....	132
Tabla 25. Resultado de la prueba con actuadores rotacionales .....	144
Tabla 26. Especificaciones técnicas de Actuador lineal.....	146
Tabla 27. Resultados - prueba de funcionamiento de actuadores lineales con puente H... 146	146
Tabla 28. Resultado - prueba de funcionamiento de actuadores lineales con módulo relé 147	147
Tabla 29. Resultado de la prueba con actuador rotacional y actuador lineal Eco-Worthy. 148	148
Tabla 30. Especificaciones técnicas de Linear Actuator IP-66 .....	148
Tabla 31. Prueba con actuadores lineales IP-66 y actuadores rotacionales.....	149
Tabla 32. Resultados de prueba con exoesqueleto .....	154
Tabla 33. Materiales Ortopédicos.....	155
Tabla 34. Materiales Mecánicos .....	155
Tabla 35. Materiales Electrónicos .....	156
Tabla 36. Mano de obra.....	157
Tabla 37. Costo totales directos.....	157
Tabla 38. Costos indirectos .....	157

Tabla 39. Costos totales.....	157
-------------------------------	-----

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Personas con discapacidad registradas por provincia en el conadis. ....	4
Figura 2. Registro de personas afectados por género. ....	5
Figura 3. Diagrama porcentual del tipo de discapacidades. ....	5
Figura 4. Exoesqueleto hle con actuadores hidráulicos.....	9
Figura 5. Exoesqueleto mindwalker .....	10
Figura 6. Estructura mecánica del exoesqueleto .....	12
Figura 7. Prototipo de exoesqueleto de miembros inferiores .....	12
Figura 8. Estructura mecánica del exoesqueleto .....	13
Figura 9. Estructura mecánica del exoesqueleto alex.....	13
Figura 10. Estructura mecánica del exoesqueleto .....	15
Figura 11. Estructura del exoesqueleto real.....	15
Figura 12. Estructura mecánica de exoesqueleto.....	16
Figura 13. Nueva estructura de exoesqueleto.....	17
Figura 14. Longitudes del segmento corporal como fracción de la altura .....	17
Figura 15. Modelo simplificado del sistema robot humano .....	19
Figura 16. Vista explosionada del proceso de puesta en pie .....	19
Figura 17. Estructura mecánica del exoesqueleto kuex-r.....	20
Figura 18. Fases fundamentales del caminar humano.....	22
Figura. 19 (a) marcha humana (b) modelo mecánico simple de la marcha humana. ....	22
Figura 20. Esquema del sistema hidráulico. ....	24
Figura 21. Esquema del sistema de control hidráulico de articulación de rodilla. ....	25
Figura 22. Esquema del cilindro controlado por el servo sistema 1: motor 2: bomba hidráulica 3: válvula de seguridad 4: válvula de retención 5: filtro de aceite 6: servo válvula electrohidráulicas 7: cilindro 8: sensor de desplazamiento .....	26
Figura 23. Motor bldc, harmonic drive (reductor), módulo de encoder y posicionador de kuex-r.....	27
Figura 24. Diagrama d control del exoesqueleto .....	27
Figura 25. Esquema de control de la estructura de variable de modo deslizante basado en la ley de alcance exponencial. ....	28
Figura 26. Diagrama de bloques del controlador pid fuzzy .....	29
Figura 27. Arquitectura de control de impedancia/admitancia.....	30
Figura 28. Aplicación de electrodos de señales emg en los miembros inferiores .....	30
Figura 29. Señales emg del experimento 1 .....	31
Figura 30. Señales emg del experimento 2.....	31
Figura 31. Diagrama de control tipo maestro esclavo .....	32
Figura 32. Control de identificación de la red neuronal rbf .....	33
Figura 33. Controlador pid de exoesqueleto y articulaciones de cadera .....	34
Figura 34. Esquema de pid y controlador difuso.....	34
Figura 35. Diagrama esquemático del sistema de control .....	35
Figura 36. Principio del controlador pid fuzzy.....	36
Figura 37. Estructura de control conexión entre matlab y visual nastran.....	36

Figura 38. Modelo virtual de la marcha humana.....	37
Figura 39. (a) representación de una persona caminando (b) del.....	37
Figura 40. Esquema del servo sistema electrohidráulico .....	39
Figura 41. Modelo humano-máquina para el modelo matemático.....	40
Figura 42. Diagrama de cuerpo libre de nueva estructura de exoesqueleto .....	41
Figura 43. Diagrama de cuerpo libre del modelado dinámico (izq.) Simple apoyo (der.) Doble apoyo.....	43
Figura 44. Modelo dinámico de dos grados de libertad .....	44
Figura 45. Ejes y grados de libertad .....	45
Figura 46. Diagrama de cuerpo libre para el modelo matemático.....	46
Figura 47. Diagrama de cuerpo libre .....	46
Figura 48. Distribución de los grados de libertad.....	47
Figura 49. Articulación y grados de libertad del exoesqueleto .....	48
Figura 50. Grados de libertad del exoesqueleto kuex-r.....	49
Figura 51. Grados de libertad mínimos para una pierna.....	49
Figura 52. Centro de gravedad y planos referenciales del cuerpo humano .....	56
Figura 53. Tabla antropométrica de sexo masculino entre 20 y 39 años posición lateral ....	58
Figura 54. Tabla antropométrica de sexo masculino entre 20 y 39 años posición frontal ...	59
Figura 55. Tabla antropométrica de sexo masculino entre 20 y 39 años posición de sentado.....	60
Figura 56. Clasificación de la biomecánica.....	61
Figura 57. Fases de la marcha humana.....	62
Figura 58. Intervalos de la fase de apoyo .....	62
Figura 59. Intervalos de la fase de balanceo.....	63
Figura 60. Acciones del tobillo – primer intervalo.....	64
Figura 61. Estudio de la articulación de tobillo en el primer intervalo .....	64
Figura 62. Acciones de la rodilla – primer intervalo.....	65
Figura 63. Estudio de la rodilla – primer intervalo .....	65
Figura 64. Acciones de la cadera – primer intervalo.....	66
Figura 65. Estudio de la cadera – primer intervalo.....	66
Figura 66. Acciones del tobillo – segundo intervalo .....	67
Figura 67. Estudio del tobillo en el segundo intervalo .....	67
Figura 68. Acciones de la rodilla – segundo intervalo .....	67
Figura 69. Estudio de la rodilla – segundo intervalo.....	68
Figura 70. Acciones de la cadera – segundo intervalo .....	68
Figura 71. Estudio de la cadera – segundo intervalo.....	68
Figura 72. Acciones de la rodilla.....	69
Figura 73. Estudio de las articulaciones en el intervalo 3 .....	70
Figura 74. Fase de levantamiento .....	70
Figura 75. Representación geométrica del robot bípedo .....	74
Figura 76. Notación de una pierna humana para aplicación de d-h .....	76
Figura 77. Características importantes del prototipo de exoesqueleto .....	89
Figura 78. Servo motor savöx.....	93
Figura 79. Simulación del soporte de cadera – factor de seguridad .....	97
Figura 80. Combinación de esfuerzos – soporte de cadera .....	97

Figura 81. Desplazamiento – soporte de cadera .....	98
Figura 82. Simulación de articulación (cadera/rodilla) – factor de seguridad.....	99
Figura 83. Combinación de esfuerzos – articulación cadera/rodilla .....	99
Figura 84. Desplazamiento – articulación (cadera/rodilla) .....	100
Figura 85. Simulación de soporte de rodilla – factor de seguridad .....	101
Figura 86. Combinación de esfuerzos – soporte rodilla .....	101
Figura 87. Desplazamiento – articulación (cadera/rodilla) .....	102
Figura 88. Curvas para el cálculo de resistencia a la fatiga.....	110
Figura 89. Curvas para el cálculo de factor de vida .....	110
Figura 90. Resistencia a la fatiga superficial.....	111
Figura 91. Curvas para el cálculo de factor de vida .....	111
Figura 92. Vista isométrica del engrande 70 dientes.....	112
Figura 93. Vista isométrica del engrande 28 dientes.....	113
Figura 94. Calculo de los esfuerzos en el eje x del eje de articulación .....	114
Figura 95. Calculo de los esfuerzos en el eje y del eje de articulación .....	114
Figura 96. Vista isométrica del eje de articulación .....	116
Figura 97. Sistema de control en lazo cerrado para el exoesqueleto .....	116
Figura 98: diagrama de componentes de fuerzas en 3d.....	120
Figura 99: esquema de conexión i2c para más de un sensor.....	121
Figura 100: circuito antirrebote.....	124
Figura 101. Diagrama de flujo de levantamiento .....	125
Figura 102. Marcha bípeda de dos pasos.....	126
Figura 103. Diagrama de flujo del levantamiento con servomotores y actuadores lineales .....	127
Figura 104. Diagrama de flujo de la marcha bípeda con servomotores y actuadores lineales .....	128
Figura 105. Máquina de ensayos universales – ensayo de tracción .....	129
Figura 106. Máquina de ensayos universales – ensayo de compresión.....	130
Figura 107. Mecanizado del soporte de cadera .....	133
Figura 108. Articulación de cadera y rodilla sin detalles .....	134
Figura 109. Proceso de torneado, cajera y perforación de 15mm de diámetro .....	134
Figura 110. Vaciado para la cajera de perfil de aluminio.....	135
Figura 111. Perforaciones para sujetarían del perfil de aluminio.....	135
Figura 112. Proceso de fresado para la realización del alma .....	136
Figura 113. Proceso de fresado de cajera para perfil de aluminio.....	136
Figura 114. Fresado y desbaste del material en exceso .....	136
Figura 115. Ensamble mecánico final de la articulación general de cadera.....	137
Figura 116. Ensamble mecánico final de la articulación general de rodilla.....	138
Figura 117. Ensamble final de las piernas del prototipo de exoesqueleto.....	138
Figura 118. Ensamble final de las piernas del prototipo de .....	139
Figura 119. Cadera del prototipo de exoesqueleto .....	139
Figura 120. Cadera del prototipo de exoesqueleto .....	140
Figura 121. Mpu6050.....	140
Figura 122. Placa electrónica .....	141
Figura 123. Parte 1 conexión de módulo de relés.....	141



Figura 124. Parte 2 .....	141
Figura 125. Parte 3 .....	142
Figura 126. Parte 4 .....	142
Figura 127. Actuadores rotacionales ubicados en las articulaciones .....	143
Figura 128. Actuadores lineales y actuadores rotacionales .....	145
Figura 129. Ángulos sin exoesqueleto.....	150
Figura 130. Ángulos con exoesqueleto.....	150
Figura 131. Ángulos de articulación de la cadera sin exoesqueleto .....	151
Figura 132. Ángulo de articulación de la cadera con exoesqueleto .....	152
Figura 133. Ángulos correspondientes a la articulación de cadera y rodilla respectivamente .....	152
Figura 134. Ángulos de articulación de rodilla sin exoesqueleto.....	153
Figura 135. Ángulos de articulación de rodilla con exoesqueleto.....	153

## **RESUMEN**

Se diseñó y construyó un prototipo de exoesqueleto para miembros inferiores que permiten el levantamiento y puesta en marcha de una persona, la cual controla el momento adecuado para la iniciación de los dos procesos. Este proyecto de titulación consta de parte mecánica en la cual se realizó el diseño cada una de las partes que intervienen en las articulaciones de cadera y rodilla implementando las articulaciones de cadera con un actuador rotacional (servomotor) y una articulación pasiva en la rodilla la cual es accionada por medio de un actuador lineal que realiza la función de un músculo biarticulado permitiendo de esta manera generar el movimiento de la articulación de rodilla. Además, se diseñó e implementó un control con pulsadores colocados en las muletas de apoyo para estabilización del usuario, el cual que le permite decidir el momento adecuado para realizar el proceso de levantamiento y puesta en marcha. El análisis del movimiento o marcha se lo realiza mediante la utilización de del software libre Kinovea (software de análisis de movimiento deportivo), el cual nos permite realizar la visualización de la variación de los ángulos de las articulaciones de cadera y rodilla cuando se genera el levantamiento y marcha del prototipo de exoesqueleto. Los resultados obtenidos con ayuda del software Kinovea muestran una diferencia en el análisis del levantamiento y puesta en marcha normal en comparación con el proceso de levantamiento y puesta en marcha de la persona con el prototipo de exoesqueleto menor al 5%, dando la fiabilidad de diseño del prototipo.

### **PALABRAS CLAVES:**

**PROTOTIPO**

**EXOESQUELETO**

**PARAPLEJIA**

**MIEMBROS INFERIORES**

**ACTUADOR LINEAL**

## **ABSTRACT**

An exoskeleton prototype was designed and built for lower limbs that allow the lifting and start-up of a person, which controls the appropriate moment for the initiation of the two processes. This titration project consists of a mechanical part in which the design of each of the parts involved in the hip and knee joints was carried out by implementing the hip joint with a rotational actuator (servomotor) and a passive knee joint which it is activated by means of a linear actuator that performs the function of a biarticulated muscle, thus allowing the movement of the knee joint to be generated. In addition, a control was designed and implemented with push buttons placed on the support crutches for stabilization of the user, which allows you to decide the right time to perform the lifting and start-up process. The movement or march analysis is done through the use of free software Kinovea (sports movement analysis software), which allows us to visualize the variation of the angles of the hip and knee joints when the lifting and running of the exoskeleton prototype. The results obtained with the help of the Kinovea software show a difference in the analysis of the normal lifting and commissioning compared to the process of lifting and starting the person with the exoskeleton prototype less than 5%, giving the reliability of design of the prototype.

### **KEYWORDS:**

- **PROTOTYPE**
- **EXOSKELETON**
- **PARAPLEGIA**
- **LOWER LIMBS**
- **LINEAR ACTUATOR**

# CAPÍTULO I

## GENERALIDADES

En este capítulo se presenta la necesidad de diseñar y construir un prototipo de exoesqueleto para miembros inferiores que permita realizar el levantamiento de una persona desde una posición sedentaria y dar al menos dos pasos; por tanto, en el presente capítulo, da a conocer la justificación e importancia de la realización de este proyecto.

### 1.1. Introducción

El presente proyecto es realizado bajo un esquema de interés de desarrollo tecnológico, enfocado en beneficiar a personas que presentan discapacidad motriz, mismas que por diferentes circunstancias, han perdido la capacidad de caminar o moverse y presentan dificultad muscular en el proceso de la marcha humana, en vista de lo cual, el presente trabajo investigativo tiene como propósito principal brindar ayuda en el proceso de la marcha humana a personas que sufren de esta condición física, contribuyendo a la recuperación de la actividad muscular de los miembros inferiores, evitando de esta manera el desarrollo de enfermedades por estar constantemente en posición sedentaria, proporcionando mayor movilidad e independencia motriz de quienes padecen este tipo de limitaciones.

El proyecto está plasmado y contempla tres etapas fundamentales: diseño de la estructura mecánica, diseño electrónico y de control y la implementación; bajo la etapa de diseño de la estructura mecánica y el diseño electrónico y de control, se realizará un análisis de la información sobre aspectos como: la ergonomía, biomecánica de la marcha, facilidad de implementación, selección de actuadores, lo que permitirá el diseño del prototipo.

Durante la etapa de implementación del prototipo de exoesqueleto se realizará un análisis de materiales disponibles en el mercado, análisis de actuadores y fuentes de alimentación, siendo la característica principal, el diseño mecánico de la estructura y el diseño electrónico, sustentando la selección de la tarjeta de control como fuentes de alimentación para los actuadores.

## **1.2. Antecedentes**

La paraplejía es un estado físico que afecta a millones de personas en el mundo, situación que presenta la incapacidad de movilidad en las piernas. Los pacientes que padecen de este estado, actualmente cuentan con distintas posibilidades y equipos para desarrollar sus actividades y moverse, sin embargo, con la utilización de estos equipos las actividades son limitadas; lo que hace necesario el desarrollo de nuevos sistemas y equipos que permitan la libre movilidad. (Medrano, Zendejas Hernandez, & Sandoval Rodríguez , 2016)

Un exoesqueleto es un sistema mecatrónico con actuadores y sensores que son manejados por una unidad de control, la función principal de un exoesqueleto de miembros inferiores es brindar fuerza o devolver la movilidad a personas que por alguna razón hayan perdido la posibilidad de mover los miembros inferiores. (Medrano, Zendejas Hernandez, & Sandoval Rodríguez , 2016)

El desarrollo de equipos tecnológicos para el servicio de las personas con discapacidad ha experimentado un avance exponencial en los últimos años, logrando así que la ingeniería mecatrónica se vea involucrada en el desarrollo de equipos mecatrónicos enfocados al ámbito de la salud y bienestar de la sociedad con discapacidades.

Los primeros exoesqueletos activos aparecieron en la década de los años sesenta y principios de los años setenta, en donde, la generación de movimiento se lograba con actuadores eléctricos. Como ejemplo de ello se pueden mencionar: el proyecto Hardiman

de General Electric (GE) y el proyecto Mihajlo Pupin del Instituto de Belgrado; el proyecto Hardiman de GE, fue un exoesqueleto de cuerpo completo que pesaba 680Kg y era controlado mediante un sistema maestro-esclavo; el proyecto Mihajlo Pupin, fue un robot para extremidades inferiores diseñado para ayudar a la rehabilitación de pacientes parapléjicos, el cual no se diseñó para llevar cargas pesadas y únicamente seguía movimientos pre-programados para caminar. (Oliveros Acosta, Quintero, & Velasco Toledo , 2013)

En 1993 la “University of California at Berkeley” presentó el proyecto “Electric Power Extender”, este es un exoesqueleto aplicado a todo el cuerpo usado para amplificar la capacidad humana a través de actuadores eléctricos, similar al proyecto Hardiman de GE. El proyecto Berkeley, usaba sensores de fuerza para detectar la amplitud de la fuerza del humano, sin embargo, presentaba una serie de limitaciones para la marcha, debido a que únicamente se movilizaba en línea recta y solo lograba mover miembros inferiores. (Oliveros Acosta, Quintero, & Velasco Toledo , 2013)

### **1.3. Justificación e importancia**

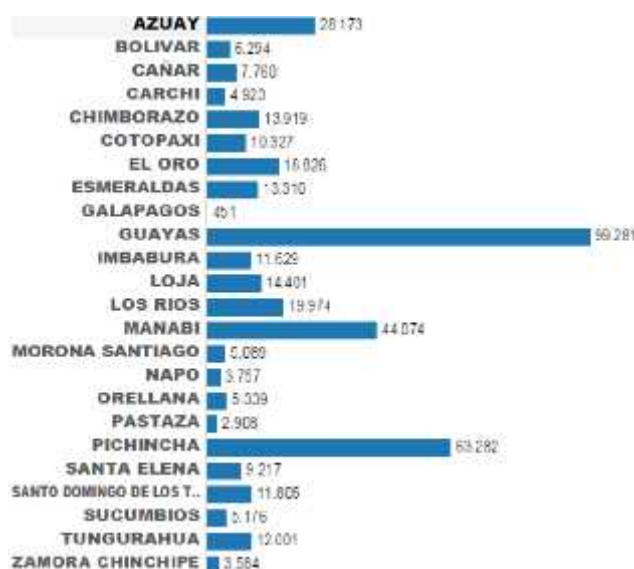
La posibilidad de caminar representa una necesidad en los seres humanos; que a pesar de ejercer esta actividad diariamente, no existen pensamientos acerca de cuáles son los procesos mecánicos y biológicos a desarrollar para tener esta habilidad. En la cual, se pone en práctica actividades de equilibrio, fuerza, apoyo y flexión en todo el cuerpo, que le permiten al individuo desplazarse de un punto a otro. (Lugo, Ponce , Molina, & Castro, 2014)

Debido a lo importante y lo complejo del procedimiento del aprendizaje de esta actividad que se realiza de manera automática para el ser humano, una de las principales afectaciones para la vida normal de una persona, es la pérdida parcial o total de la facultad de caminar. Esta desafortunada condición trae consigo situaciones que perjudican no solo

físicamente, por la pérdida de la locomoción o movilidad de las piernas, sino también psicológica y emocionalmente al sentirse limitados, excluidos laboral y socialmente.

Para superar esto, la ingeniería y la medicina concentran sus esfuerzos con el fin de encontrar una solución robusta, completa y eficiente enfocada en las necesidades de las personas. El diseño y construcción del prototipo de exoesqueleto propuesto, aporta con el objetivo tres, del plan nacional del buen vivir el cual es: Mejorar la calidad de vida de la población.

Conforme índices presentados por el registro del Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS), por provincias en el Ecuador, muestra que la provincia con mayor presencia de personas con discapacidad es la provincia del Guayas con 99281 personas, seguidas por las provincias de Pichincha con 63282 y Manabí con 44074 personas con discapacidad; datos que han sido actualizados hasta octubre 2016, (Ver Figura 1).



**Figura 1. Personas con discapacidad registradas por provincia**

Fuente: (CONADIS, 2016)

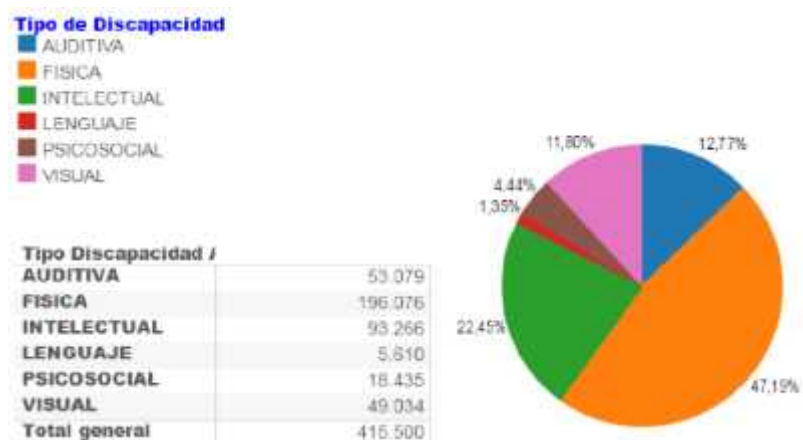
En la Figura 2, se presenta el registro de personas con discapacidades segregadas por género, siendo las personas de género masculino, quienes tienen mayor injerencia y son más propensos a presentar algún tipo de discapacidad.



**Figura 2. Registro de personas afectados por género.**

Fuente: (CONADIS, 2016)

Según datos presentados por el CONADIS, personas que sufren de una condición física o intelectual limitada, han sido segregados por el tipo de discapacidad que presentan, conforme el diagrama porcentual realizado por el CONADIS, se observa que, la condición más recurrente es la discapacidad física con un 47,19% o 196076 personas con discapacidad, seguida de la discapacidad intelectual 22,45% o 93266 personas y la discapacidad auditiva 12,77% o 53079 personas, ver Figura 3.



**Figura 3. Diagrama porcentual del tipo de discapacidades.**

Fuente: (CONADIS, 2016)

El presente proyecto pretende aportar con el conocimiento tecnológico, para impulsar el desarrollo de equipos que ayuden al 47.19% de la población que padece de



discapacidad física; conforme muestran los datos estadísticos del CONADIS, de tal forma que les permita tener una mejor calidad de vida.

En virtud de todos los antecedentes presentados, se puede decir que el propósito del presente proyecto, es impulsar el desarrollo tecnológico, del país y de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE; en beneficio de personas con discapacidad motriz en miembros inferiores, con miras a evoluciones futuras mejoradas del equipo.

#### **1.4. Alcance**

El alcance del presente proyecto está considerado desde la realización del diseño, hasta la construcción del prototipo de exoesqueleto para miembros inferiores, que permite realizar el levantamiento o puesta de pie de la persona con discapacidad, mediante el apoyo de dos muletas; y con ello logre la movilidad o al menos consiga dar dos pasos en una marcha bípeda, con el apoyo de un mando manual, que permite seleccionar el momento en el que inicia la marcha.

Inicialmente se propone realizar una revisión bibliográfica de los trabajos relacionados con exoesqueletos desarrollados en diferentes partes del mundo, así como estudios de la biomecánica del funcionamiento de las piernas en la marcha para su posterior aplicación; posteriormente se realizará el diseño y construcción del prototipo de la estructura, previo el análisis de materiales, considerando criterios como disponibilidad del material, resistencia mecánica, peso, resistencia a la corrosión, ergonomía y carencia de efectos sobre el medio ambiente.

La construcción del prototipo de exoesqueleto será financiado en su totalidad por los estudiantes responsables del diseño y construcción del mismo, proyecto que a su vez es guiado por médicos que han aceptado brindar el asesoramiento continuo durante el proceso de elaboración del sistema; y para la verificación del funcionamiento del sistema se contará con la ayuda del sujeto de prueba, cuya responsabilidad recae en los estudiantes

quienes realizan el proyecto, en virtud de lo cual son los responsables de la verificación exhaustiva del correcto funcionamiento del equipo; quienes son concedores absolutos de las implicaciones, procedimientos y riesgos; para tal efectos el sujeto de prueba presenta la correspondiente carta de consentimiento firmada, mediante la cual aceptan conocer las posibles implicaciones y ser el sujeto de prueba.

## **1.5. Objetivos**

### **1.5.1. Objetivo general**

Diseñar y construir un prototipo de exoesqueleto para miembros inferiores, dirigido a satisfacer la necesidad de libre movilidad de personas que enfrentan limitaciones para caminar o moverse.

### **1.5.2. Objetivo específico**

Realizar una investigación minuciosa de la biomecánica, con el fin de conocer el complejo proceso que utilizamos los seres humanos para caminar, plasmándolo en el sistema y prototipo a desarrollar, mismo que permitirá el control y posicionamiento de los miembros inferiores.

Realizar el diseño y construcción de la estructura mecánica, que permita el soporte del sujeto de prueba y brinde seguridad, comodidad y sobre todo se adapte y cumpla los resultados esperados.

Diseñar y ensamblar los circuitos eléctricos y electrónicos acordes al diseño desarrollado, que permita la adquisición de datos de los sensores y control absoluto del sistema propuesto.

Verificar el funcionamiento y cumplimiento de parámetros conforme los requerimientos exigidos, confirmando que la marcha del sistema con un sujeto de prueba sea funcional al cien por ciento.

## **CAPÍTULO II**

### **MARCO TEÓRICO**

En el presente capítulo, se realiza una revisión de material bibliográfico sobre las tecnologías empleadas, en el desarrollo e implementación de exoesqueletos robóticos de miembros inferiores, aplicados en aumentar las capacidades humanas como: uso militar, uso en la rehabilitación y ayudar a personas con discapacidades de miembros inferiores.

#### **2.1 Estado del arte en Exoesqueletos**

Actualmente, debido a grandes desarrollos tecnológicos, se ha logrado hacer uso de robots, principalmente en trabajos que demandan mayor riesgo o esfuerzo e incluso para trabajos muy sencillos para el humano, que por motivos de alguna condición física no es posible realizar; un robot o una maquina computarizada nos puede asistir en tareas en donde se requiera grandes fuerzas y torques, o se requiera precisión de acuerdo a la tarea a realizar.

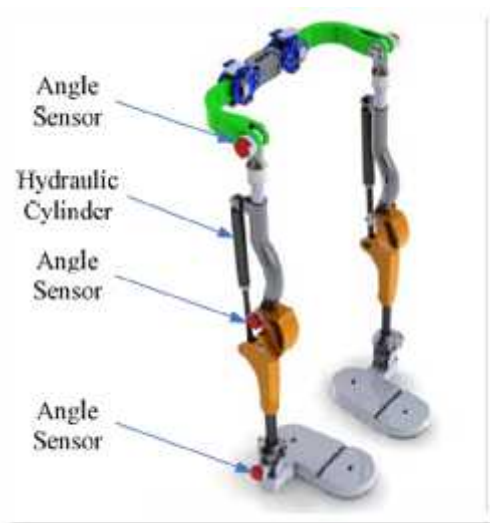
El presente trabajo de titulación, está enfocado en desarrollar un prototipo de exoesqueleto para miembros inferiores, cuyo objetivo está orientado a lograr que la persona con discapacidad pueda levantarse y realizar una marcha bípeda; dejando abierto el campo de investigación y desarrollo de exoesqueletos, usados en la ayuda de personas con discapacidad.

Un exoesqueleto, es un sistema mecatrónico ergonómico o auxiliar externo aplicado a los miembros inferiores o superiores, que ayuda a personas con discapacidad motriz y aplicaciones de aumento de potencia muscular. De los estudios realizados e implementados en el desarrollo de exoesqueletos de miembros inferiores, se ha realizado

una caracterización del material bibliográfico de exoesqueletos, para miembro inferior en aspectos importantes como:

### **Estructura mecánica**

En la publicación de los autores Tang Zhiyong, Shi Di, Liu Difei, Peng Zhaoqin He Longlong y Pie Zhongcai titulada “**Electro-hydraulic Servo System For Human Lower-limb Exoskeleton Based On Sliding Mode Variable Structure Control**” (Zhiyong, y otros, 2014), definen la estructura que se muestra en la Figura 4, donde cuenta con sensores angulares y actuadores hidráulicos. (Zhiyong, y otros, 2014). Los autores denominan al exoesqueleto bajo el nombre de HLE (Exoesqueleto de extremidades inferiores).

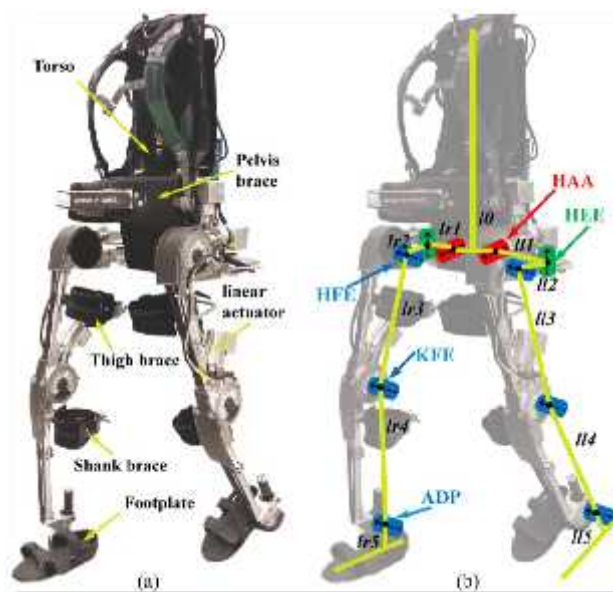


**Figura 4. Exoesqueleto HLE**

**Fuente:** (Zhiyong, y otros, 2014)

En la publicación de los autores Shiqian Wang, Letian Wang y otros, titulado “Design and Control of the MINDWALKER Exoskeleton” (Wang, Wang, Meijneke, Van Asseldonk, & Hoellinger, 2014), la mayoría de las articulaciones están alineadas con las articulaciones humanas, por ejemplo, los ejes HFE y HAA se intersectan en el centro de la articulación de la cadera humana como se puede ver en la Figura 5. HEE no está

alineado con el centro de la articulación de la cadera. En cambio, se compensa y se coloca entre HAA y HFE. Este des-alineamiento no introduce esfuerzos adicionales en las articulaciones humanas debido a: 1) ocurren pequeñas rotaciones en HEE y 2) los movimientos relativos entre extremidades humanas y extremidades del exoesqueleto son permitidos como consecuencia de los accesorios físicos. Los grados de libertad están encadenados en serie, en secuencia de HAA, HEE, HFE, KFE y ADP desde la pelvis hasta el pie visto en la Tabla 1. Esto implica que la cadera del exoesqueleto consta de tres bisagras encadenadas en serie, mientras que la cadera humana tiene una articulación esférica. (Wang, Wang, Meijneke, Van Asseldonk, & Hoellinger, 2014)



**Figura 5. Exoesqueleto MINDWALKER**

**Fuente:** (Wang, Wang, Meijneke, Van Asseldonk, & Hoellinger, 2014)

Los autores Diansheng Chen, Meng Ning, Benguang Zhang y Guang Yang, en su trabajo titulado “Control Strategy of the Lower-Limb Exoskeleton Based On the EMG Signals” (Chen, Ning, Zhang, & Yang, 2015), realizan un diseño mecánico tomando en cuenta el rango de movimiento.

En consideraciones de seguridad y comodidad, el rango de movimiento del exoesqueleto debe ser mayor que el rango de movimiento de caminar humano, pero más

pequeño que el rango máximo de movimientos articulares. En comparación con los datos del análisis clínico de la marcha (CGA), los rangos de movimiento de las articulaciones del robot se muestran en la Tabla 2. (Chen, Ning, Zhang, & Yang, 2015)

**Tabla 1.**

***Rango de movimiento articulado***

<b>Rango de movimiento articulado</b>				
<b>#</b>	<b>Articulaciones y grados de libertad</b>	<b>Actuadores</b>	<b></b>	<b>Rango de movimiento deseado</b>
<b>R1</b>	Cadera	HAA	SI	19° Abducción/22° Aduccion
<b>R2</b>		HFE	SI	110° Flexión/18° Extensión
<b>R3</b>		HEE	NO	± 10° Rotación
<b>R4</b>	Rodilla	KFE	SI	120° Flexión/1,5° Extensión
<b>R5</b>	Tobillo	ADP	NO	20° Dorsiflexión /20° Plantarflexión
<b>R6</b>		AIE	NO	10° Inversión/10° Eversión
<b>R7</b>		AEE	NO	Rígido

**HAA: Cadera Abducción/Aducción; HFE: Cadera Flexión/Extensión;**

**KFE: rodilla flexión/extensión; ADP: Tobillo dorsiflexión/plantarflexión;**

**AEI: Tobillo Inversión/Eversión**

**Fuente:** (Wang, Wang, Meijneke, Van Asseldonk, & Hoellinger, 2014)

**Tabla 2.**

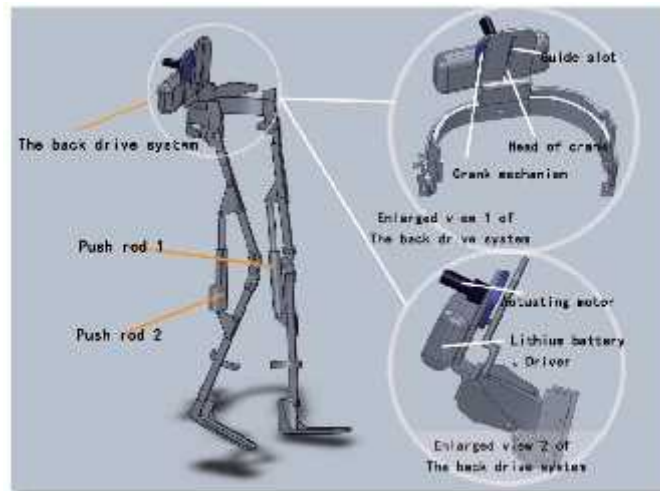
***Rangos máximos de movimiento***

<b>Articulación relacionada</b>	<b>Caminar Humano</b>	<b>Robot exoesqueleto</b>
<b>Articulación de rodilla</b>	75°	80°
<b>Articulación de cadera (Flexión)</b>	30°	45°
<b>Articulación de cadera (Extensión)</b>	25°	45°

**Fuente:** (Chen, Ning, Zhang, & Yang, 2015)

La estructura mecánica del exoesqueleto, que se muestra en la Figura 6, incluye cinco componentes: articulación de la cadera, articulación de la rodilla, articulación del tobillo, banda de rodadura y dispositivo de accionamiento.

La articulación de la cadera, consta de dos bisagras de gancho en ambos lados, tiene dos grados de libertad; mientras que la articulación de la rodilla, tiene una bisagra de gancho con un solo grado de libertad y la articulación del tobillo, se compone de una bisagra esférica con dos grados de libertad. (Chen, Ning, Zhang, & Yang, 2015)



**Figura 6. Estructura mecánica del exoesqueleto**

Fuente: (Chen, Ning, Zhang, & Yang, 2015)

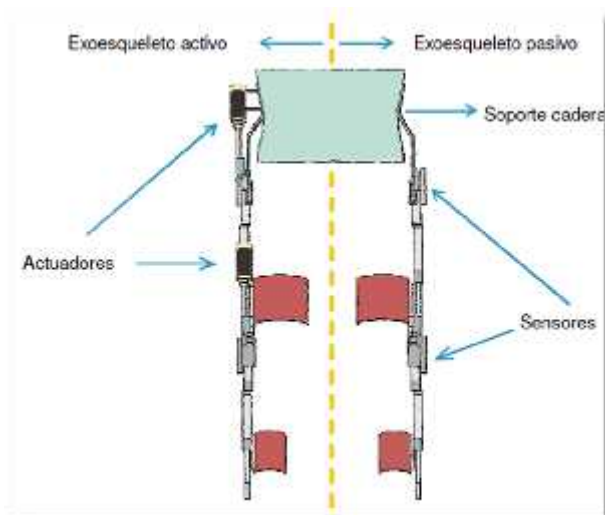
En la Figura 7, se muestra el prototipo de Exoesqueleto de Extremo Inferior equipado en el lado lateral del usuario, utiliza actuadores neumáticos.



**Figura 7. Prototipo de exoesqueleto de miembros inferiores**

Fuente: (Chen, Ning, Zhang, & Yang, 2015)

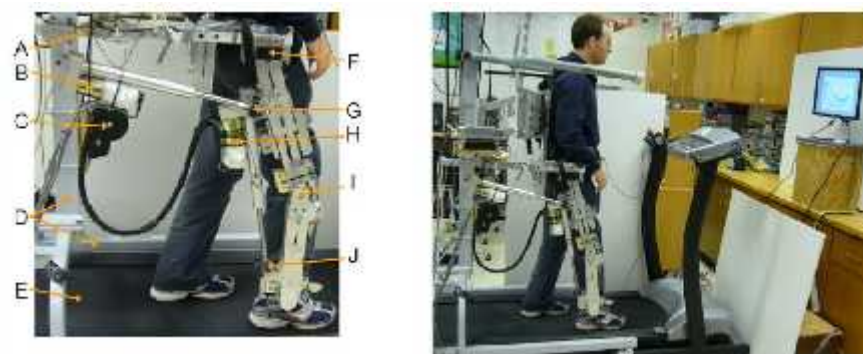
Los autores (Grosso & Tibaduiza, 2009), han utilizado aluminio como material principal para la estructura que se muestra en la Figura 8, debido a su baja densidad, facilidad de maquinado y resistente a la corrosión. La estructura cuenta con sensores los cuales ayudan a detectar las trayectorias de las piernas. (Grosso & Tibaduiza, 2009)



**Figura 8. Estructura mecánica del exoesqueleto**

**Fuente:** (Grosso & Tibaduiza, 2009)

El exoesqueleto ALEX, es creado por los autores Sai K. Banala, Suni K. Agrawal y John P. Scholz, en su trabajo titulado “Active Leg Exoskeleton (ALEX) for Gait Rehabilitation of Motor-Impaired Patients” (Banala, Agrawal, & Scholz, 2007). En la Figura 9 y en la Tabla 3, los autores muestran al exoesqueleto ALEX, y el entrenamiento de la marcha, así como la nomenclatura de las partes del exoesqueleto ALEX.



**Figura 9. Estructura mecánica del exoesqueleto ALEX**

**Fuente:** (Banala, Agrawal, & Scholz, 2007)



**Tabla 3.*****Nomenclatura de las partes del exoesqueleto ALEX***

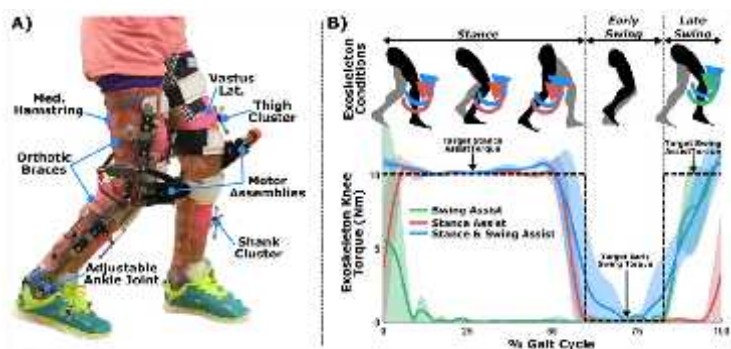
<b>A: brazo para apoyar el motor</b>	<b>F: articulación de cadera</b>
<b>B: actuador lineal de cadera</b>	G: célula de carga en el actuador lineal de cadera
<b>C: resorte para apoyar el peso del dispositivo</b>	H: actuador lineal de rodilla
<b>D: caminadora para el dispositivo</b>	I: articulación de rodilla
<b>E: tren de rodadura</b>	J: célula de carga del actuador lineal de rodilla

**Fuente:** (Banala, Agrawal, & Scholz, 2007)

El dispositivo cuenta con cinco componentes: 1) Caminadora, que soporta el peso del dispositivo. 2) El tronco del exoesqueleto, que está conectado a un andador y tiene cuatro grados de libertad. 3) El segmento de muslo del exoesqueleto, tiene dos grados de libertad con respecto al tronco, uno en el plano sagital y el otro para el movimiento de abducción-aducción. 4) Segmento del vástago del exoesqueleto, que tiene un grado de libertad con respecto al segmento del muslo. 5) El segmento del pie, que es un inserto del zapato. (Banala, Agrawal, & Scholz, 2007)

Los autores Zachary F. Lerner, Diane L. Damiano, and Thomas C. Bulea en su trabajo titulado “A Robotic Exoskeleton to Treat Crouch Gait from Cerebral Palsy: Initial Kinematic and Neuromuscular Evaluation” (Lerner, Damiano, & Bulea, 2016), realizan un análisis de los métodos para el diseño del exoesqueleto.

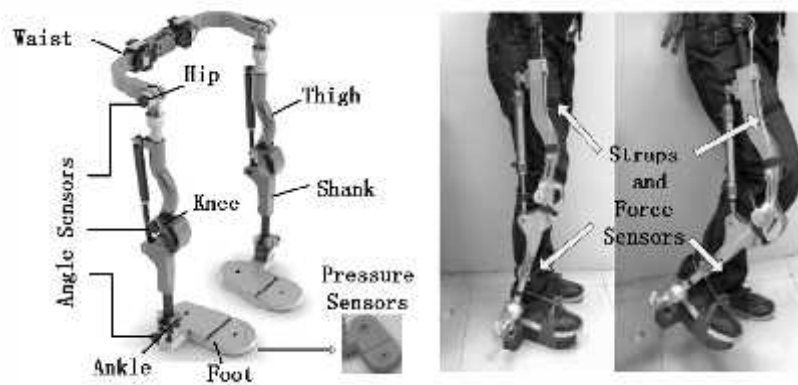
El exoesqueleto que se muestra en la Figura 10, contiene una articulación de tobillo ajustable y pasivo, una articulación de rodilla que incorpora un motor y un sistema de transmisión, y sensores montados en un aparato ortopédico termoplástico. Se utilizó un control proporcional-integral-derivativo del motor, para lograr un par de extensor de rodilla deseado en la articulación de la rodilla del exoesqueleto. (Lerner, Damiano, & Bulea, 2016)



**Figura 10. Estructura mecánica del exoesqueleto**

Fuente: (Lerner, Damiano, & Bulea, 2016)

Los autores Difei Liu, Zhiyong Tang and Zhongcai Pei en su trabajo titulado “The Motion Control of Lower Extremity Exoskeleton Based on RBF Neural Network Identification” (Liu, Tang, & Pei, 2015), realizan una estructura del exoesqueleto que lo conforman siete segmentos, como se puede observar en la Figura 11, el exoesqueleto se conforma de segmento de fémur, tibia-peroné y cadera. (Liu, Tang, & Pei, 2015)



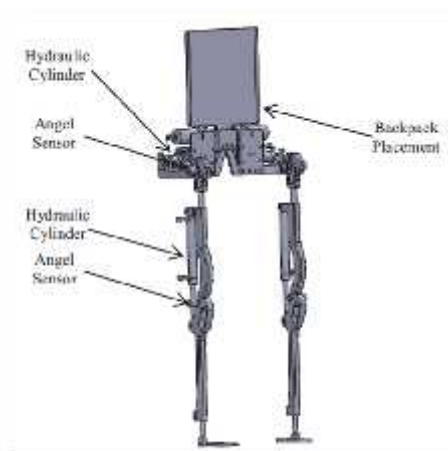
**Figura 11. Estructura del exoesqueleto real**

Fuente: (Liu, Tang, & Pei, 2015)

Los autores Zhi Wang, Shiqiang, Qingcheng Chen, Xuequn Zhang y Yang Song en su trabajo titulado “Sliding Mode Control of Electro-hydraulic Servo System for Lower-limb Exoskeleton Based on RBF Neural Network” (Wang, Zhu, Chen, Zhang, & Song, 2015), utilizan el mecanismo del exoesqueleto como se muestra en la Figura 12.

Esta estructura consta de dos piernas, un par de zapatos y una mochila donde se monta el sistema de control.

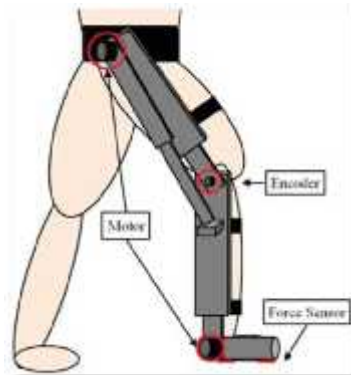
Cada pierna tiene 7 grados de libertad, 3 grados en la cadera, 1 grado en la rodilla y 3 grados en el tobillo. Hay un grado de libertad accionado hidráulicamente en las articulaciones de la cadera y de la rodilla respectivamente, ambos controlados por la servoválvula electrohidráulica. La articulación del tobillo es pasiva, por lo que no se necesita actuador en esta articulación. Los sensores angulares se instalan en las juntas para proporcionar información de posición para el controlador. (Wang, Zhu, Chen, Zhang, & Song, 2015)



**Figura 12. Estructura mecánica de exoesqueleto**

Fuente: (Wang, Zhu, Chen, Zhang, & Song, 2015)

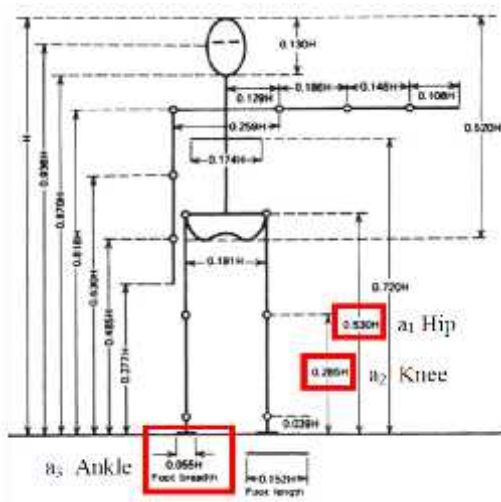
Los autores K. Hirota y T. Murakami en su trabajo titulado “New Exoskeleton Structure And Control Algorithm Considering Walking Characteristics” (Hirota & Murakami, 2016), describen e introducen una nueva estructura de exoesqueleto. La estructura se muestra en la Figura 13. Se conectan dos actuadores, uno en el tobillo para ayudar al movimiento del tobillo y el otro en la cintura para ayudar al movimiento del muslo y la pierna por un actuador. (Hirota & Murakami, 2016) Los autores (Hirota & Murakami, 2016), realizan una nueva estructura, donde utilizan un eslabón que une la cintura y la pierna considerado como un músculo bi-articulado. La articulación de rodilla, es pasiva en el nuevo dispositivo propuesto, porque el enlace que considera el músculo bi-articular ayuda al movimiento de la pierna.



**Figura 13. Nueva estructura de exoesqueleto**

Fuente: (Hirota & Murakami, 2016)

Los autores (Mohd Zawawi, Elamvazuthi, Aziz, Mazlan, & Abd Rahim, 2017) y (Grosso & Tibaduiza, 2009) para la realización de la estructura mecánica utilizan los dimensionamientos antropométricos dados por (Winter, 2009) en el libro titulado BIOMECHANICS AND MOTOR CONTROL OF HUMAN MOVEMENT, (Winter, 2009), se muestran en la Figura 14, en la cual se detallan las longitudes de los eslabones con respecto a la altura del usuario y en la Tabla 4 se muestra el dimensionamiento del peso de las extremidades inferiores del usuario.



**Figura 14. Longitudes de segmento corporal**

Fuente: (Winter, 2009)

**Tabla 4.***Datos antropométricos*

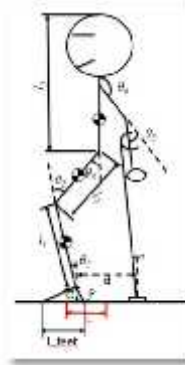
Segmento	Segmentos de masa/Masa corporal total	Centro de masa/ longitud segmentos		Densidad
		Proximal	Distal	
<b>Mano</b>	0,006	0,506	0,494	1,16
<b>Antebrazo</b>	0,016	0,43	0,57	1,13
<b>Parte superior del brazo</b>	0,028	0,436	0,564	1,07
<b>Antebrazo y mano</b>	0,022	0,682	0,318	1,14
<b>Brazo total</b>	0,05	0,53	0,47	1,11
<b>Pie</b>	0,0145	0,5	0,5	1,1
<b>Pierna (pantorrilla)</b>	0,0465	0,433	0,567	1,09
<b>Pie y pierna</b>	0,061	0,606	0,394	1,09
<b>Pierna superior (muslo)</b>	0,1	0,433	0,567	1,05
<b>Pierna total</b>	0,161	0,447	0,553	1,06
<b>Cabeza y cuello</b>	0,081	1	---	1,11
<b>Tronco</b>	0,497	0,5	0,5	1,03

**Fuente:** (Winter, 2009)

Los autores Can Wu, Ting Zhang, Yongqiang Liao, Can Wang, Guizhong Wu y Xinyu Wu en su trabajo titulado “Self-adaptive Control Strategy for Exoskeleton to Help Paraplegic Patients Stand Up and Sit Down” (Wu, y otros, 2016), realizan un estudio de la forma como los pacientes pueden ayudarse al levantamiento y sentarse, con los equipos exoesqueletos, ayudados por muletas como apoyos externos. (Wu, y otros, 2016).

Basado en las características de la estructura de exoesqueletos, se analiza la estabilidad del robot en el plano sagital; para analizar el proceso sentado y de pie, se hace la simplificación necesaria: ignorar el peso de las muletas, peso de la cabeza y miembro

superior conectado al torso, la estructura simplificada final se muestra en la Figura 15. (Wu, y otros, 2016)

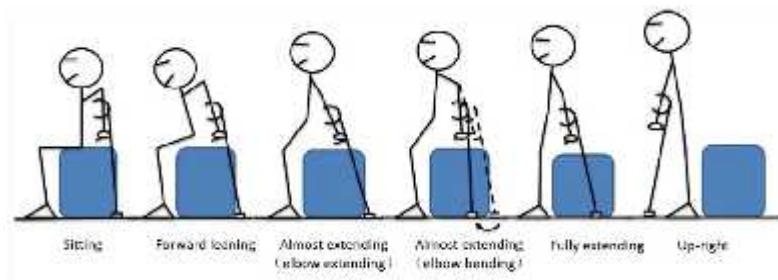


**Figura 15. Modelo simplificado del sistema robot humano**

Fuente: (Wu, y otros, 2016)

Según los autores (Wu, y otros, 2016), el mecanismo autoadaptable anterior es adecuado para el proceso de elevación, debido a que, un proceso de pie completo y cómodo debe contener alguna etapa de transición. Con el fin de representarlo, se divide en seis estados y cinco etapas, como se muestra en la Figura 16.

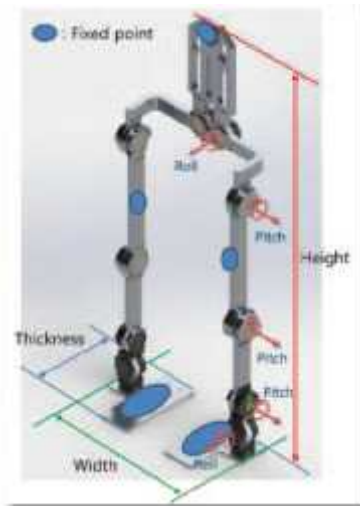
Bajo el estado sentado, la persona se encuentra en una silla en una actitud cómoda y casi todo el peso es apoyado en ella; durante el proceso previo, las articulaciones de la cadera giran en flexión y las articulaciones de rodilla giran hasta que el centro de gravedad cae en el margen estable que fijamos  $-0,3 * l_{feet}$ , el mecanismo asegura que el centro de gravedad suba suavemente a una velocidad adecuada no importa cuánto esfuerzo hace el usuario. (Wu, y otros, 2016).



**Figura 16. Vista explosión del proceso de puesta en pie**

Fuente: (Wu, y otros, 2016)

Los autores Ji-Hyun Park, Jae-Soon Lee, Ju-Seong Shin y Beak-Kyu Cho en su trabajo titulado “Design of a Lower Limb Exoskeleton Including Roll Actuation to Assist Walking and Standing Up” (Park, Lee, Shin, & Cho, 2015), describen las características del exoesqueleto KUEX-R mostrado en la Figura 17, la estructura mecánica tiene una altura de 149,6cm, un ancho de 59,9cm y el peso es de 26,5kg, estas medidas pueden cambiar de acuerdo a dimensiones del usuario, cambiando únicamente los eslabones de unión entre cada articulación. (Park, Lee, Shin, & Cho, 2015)



**Figura 17. Estructura mecánica del exoesqueleto KUEX-R**

**Fuente:** (Park, Lee, Shin, & Cho, 2015)

Ubicación de los actuadores y longitud de los eslabones que unen las articulaciones, con el fin de evitar molestias y lesiones, la longitud de cada segmento y la ubicación de los actuadores del exoesqueleto KUEX-R hacen usos de los datos antropométricos detallados en la Figura 14. (Park, Lee, Shin, & Cho, 2015)

### **Biomecánica o mecánica de marcha humana**

Los autores A. Taherifar, G.R. Vossoughi, A.S. Ghafari y M. Jokar en su trabajo titulado “A Fast Kinematic-Based Control Method for Lowerlimb Power Augmentation Exoskeleton” (Taherifar, Vossoughi, Ghafari, & Jokar, 2014), realizan un estudio preliminar de la marcha humana, el análisis clínico de la marcha (CGA) proporciona

información cuantitativa, para obtener una mejor comprensión de la etiología de la marcha (Davis, Ounpuu, DeLuca, & Romness, 2002). El caminar humano en CGA se divide normalmente en ocho subdivisiones llamadas fases de la marcha (Davis, Ounpuu, DeLuca, & Romness, 2002), como se muestra en la Figura 18. (Taherifar, Vossoughi, Ghafari, & Jokar, 2014)

En la Tabla 5, se muestra el estudio virtual sobre el cambio del talón al pie para completar un ciclo de 100%.

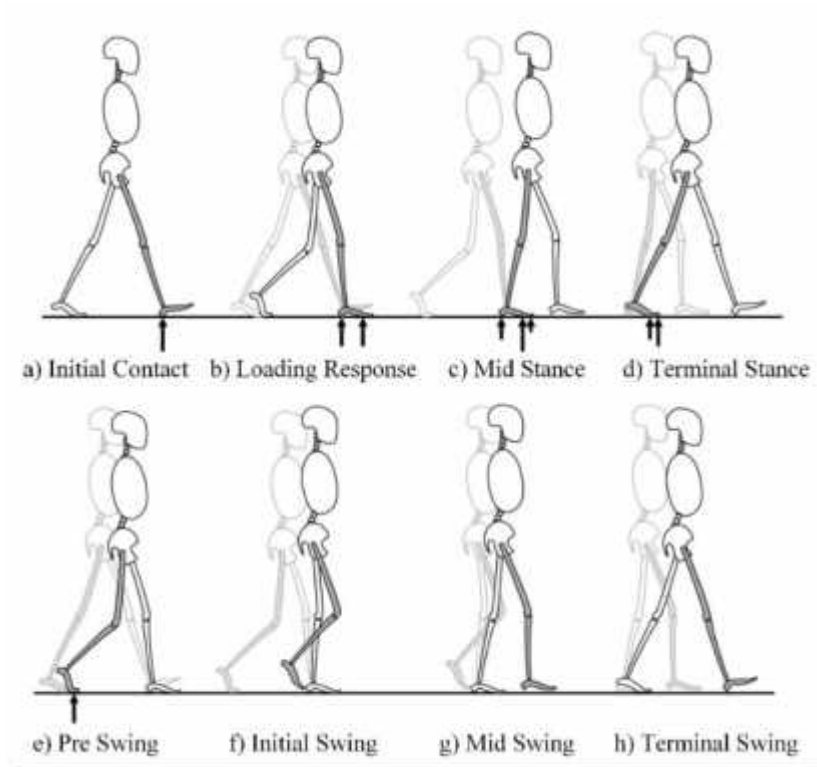
**Tabla 5.**

*Estudio virtual sobre el cambio del talón al pie*

<b>Fases</b>	<b>Ciclo</b>	<b>LH</b>	<b>LT</b>	<b>RH</b>	<b>RT</b>	<b>Fase principal</b>
<b>Contacto inicial</b>	0	0	1	1	0	DSP
<b>Respuesta de carga</b>	0 - 10%	0	1	1	1	DSP
<b>Media postura</b>	10% - 30%	0	0	1	1	SSP
<b>Postura terminal</b>	30% - 50%	0	0	0	1	SSP
<b>Pre balanceo</b>	50% - 60%	1	1	0	1	DSP
<b>Balanceo inicial</b>	60% - 73%	1	1	0	0	SSP
<b>Balanceo medio</b>	73% - 87%	1	1	0	0	SSP
<b>Balanceo final</b>	87% - 100%	0	1	1	0	SSP
<b>LH: soportes para el talón izquierdo</b>						
<b>LT: Soportes para la punta del pie izquierdo</b>						
<b>RH: Soportes para el talón derecho</b>						
<b>RT: Soportes para la punta del pie derecho</b>						
<b>DSP: fase de apoyo doble</b>						
<b>SSP: fase de apoyo único</b>						

**Fuente:** (Taherifar, Vossoughi, Ghafari, & Jokar, 2014)

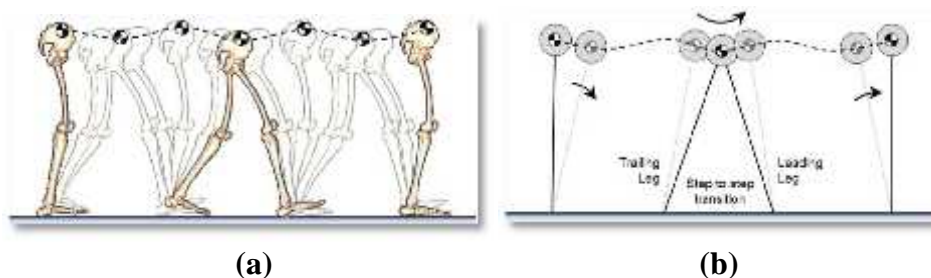




**Figura 18. Fases fundamentales del caminar humano**

**Fuente:** (Taherifar, Vossoughi, Ghafari, & Jokar, 2014)

Los autores Jong-won Lee, Hyogon Kim, Jaeho Jang, and Sangdeok Park en su publicación “A Simulation Study on the Control of Lower Extremity Exoskeleton for Assistance of Human Locomotion” (Lee, Kim, Jang, & Park, 2014), utilizan el modelo más simple para descubrir los principios de la locomoción humana, este modelo consiste en una masa concentrada con piernas sin masa y rígidas, tal como se muestra en la Figura 19. (Lee, Kim, Jang, & Park, 2014).



**Figura 19. (a) Marcha humana (b) Modelo mecánico simple de marcha humana.**

**Fuente:** (Lee, Kim, Jang, & Park, 2014)

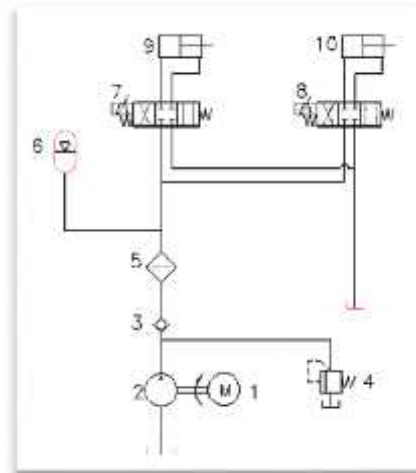
Existen tres fases consecutivas en un solo paso de caminar: la primera fase de apoyo único (SSP), la fase de apoyo doble (DSP) y la segunda fase de apoyo único (SSP). El movimiento de centro de masa (COM), es similar a un péndulo invertido. En el primer SSP, el COM se mueve de la posición más alta a la posición más baja. Durante el DSP, la dirección de la velocidad COM se redirige desde la dirección perpendicular a la pierna trasera hasta la dirección perpendicular a la pierna delantera. En el segundo SSP, la posición COM se mueve de la posición más baja a la posición más alta, como se muestra en la Figura 19(b).

Según los autores (Chen, Ning, Zhang, & Yang, 2015), realizan un análisis del ciclo de marcha, se estudia el proceso de movimiento del caminar humano. Generalmente, para los seres humanos, en el período de caminata, sólo uno de los pies sale del suelo. Durante los movimientos, la función principal del miembro inferior es apoyar el peso de las personas, y proporcionar energía para el ser humano. Para la mitad superior de la extremidad inferior, dar un paso significa que la articulación de la cadera de una pierna se mueve hacia adelante, mientras que la otra está inmóvil y sostiene el cuerpo humano. Al mismo tiempo, la articulación de la rodilla de la primera pierna se dobla y se estira para tocar el suelo, y el ser humano se mueve hacia adelante para la inclinación hacia adelante del centro de gravedad. Cuando la primera pierna se cae, ambas piernas están en el suelo en un tiempo transitorio. Entonces se ajusta el centro de gravedad, y la otra pierna se sale y actúa de la misma manera. (Chen, Ning, Zhang, & Yang, 2015)

## **Actuadores**

Los autores (Zhiyong, y otros, 2014), utilizan en actuadores hidráulicos, colocados de tal forma que las articulaciones de rodillas sean activadas; los actuadores se activan mediante la utilización de una servoválvula electrohidráulica, la cual está instalada en el muslo del exoesqueleto. Se cuenta con tres sensores de ángulo, instalados en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo, estas medidas de ángulos son transformadas en posición del cilindro hidráulico. En la Figura 20, se muestra el esquema del sistema

hidráulico y sus componentes; 1: motor, 2: bomba de desplazamiento constante, 3: válvula de retención, 4: válvula de seguridad, 5: filtro de aceite, 6: acumulador, 7 y 8: servo válvulas electrohidráulicas, 9 y 10: cilindros.



**Figura 20. Esquema del sistema hidráulico.**

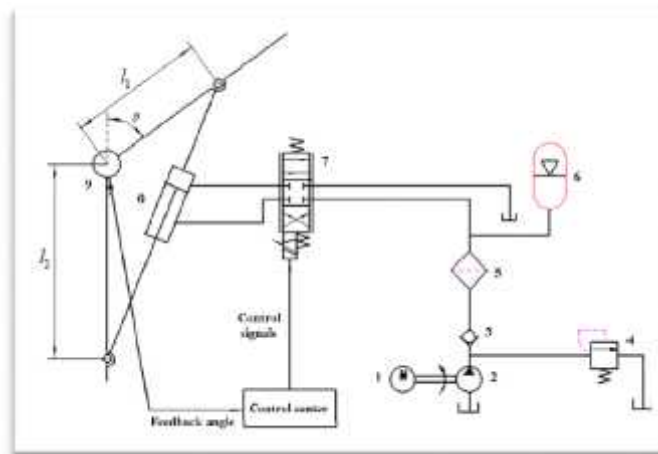
**Fuente:** (Zhiyong, y otros, 2014)

En la Figura 21, se muestra el esquema de control hidráulico y sus componentes para la articulación de rodilla. 1: motor, 2: bomba de desplazamiento constante, 3: válvula de retención, 4: válvula de seguridad, 5: filtro de aceite, 6: acumulador, 7: servo válvula electrohidráulica, 8: cilindro, 9: sensor de ángulo.

Los autores (Wang, Wang, Meijneke, Van Asseldonk, & Hoellinger, 2014), utilizan un actuador lineal, que consta de un husillo de bolas y un motor BLDC (Hacker A60 7S V2, Hacker Motor GmbH). El husillo (SKF SD 12X4) tiene un avance de 4 mm y puede soportar más de 4000 N de fuerza axial. Tiene una eficiencia mecánica práctica del 95% y superior al 90%, lo que hace que el actuador lineal sea retro-transmisible.

Tiene constante de motor relativamente alta, lo que introduce mínimas pérdidas de cobre para un par dado. La electrónica de accionamiento, compuesta principalmente por 6 MOSFET de potencia (tipo IRF7749) y un controlador de puerta (DRV8301), está integrada en la parte posterior del actuador. El MOSFET tiene una baja resistencia (1,5

como máximo) y, por tanto, bajas pérdidas de conmutación. La conmutación del motor se controla mediante un codificador magnético absoluto de 12 bits (iC-MH8, iC-Haus GmbH). (Wang, Wang, Meijneke, Van Asseldonk, & Hoellinger, 2014)



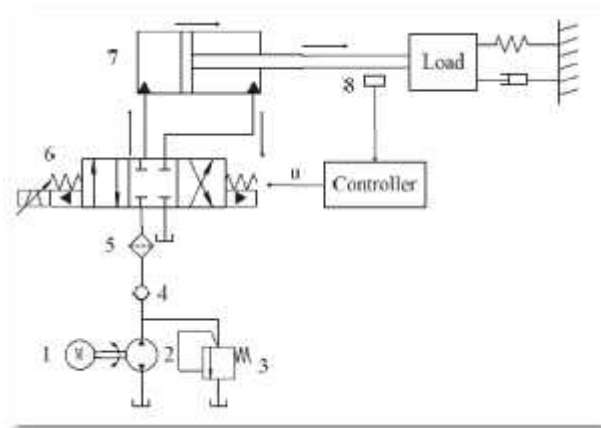
**Figura 21. Esquema del sistema de control hidráulico de articulación de rodilla.**

**Fuente:** (Zhiyong, y otros, 2014)

Los autores (Grosso & Tibaduiza, 2009), estudian los actuadores hidráulicos y neumáticos, caracterizados por ser capaces de transmitir grandes energías a las partes móviles, teniendo como desventaja el tamaño y la implementación con un gran número de partes, accesorios y el requerimiento de mantenimiento continuo. Los actuadores eléctricos usados en este diseño conceptual, son el actuador SEA el cual consiste en un motor DC, cuyo eje es acoplado a un tornillo de potencia y el actuador Jack Spring, el cual el principio de operación es similar al SEA, con la diferencia que al eje no se acopla un tornillo de potencia, sino un eje liso con topes en sus extremos, siendo este tipo de actuadores los utilizados por los autores. (Grosso & Tibaduiza, 2009)

Los autores (Wang, Zhu, Chen, Zhang, & Song, 2015), realizan un modelo matemático del servo-sistema electrohidráulico, como se muestra en la Figura 22, el esquema describe el cilindro controlado por la servoválvula electrohidráulica. La servoválvula electrohidráulica, transforma la señal eléctrica en señales tales como presión y caudal. (Wang, Zhu, Chen, Zhang, & Song, 2015). Los autores realizan un modelo de

la función de transferencia del servo sistema, teniendo como resultado las ecuaciones obtenidas por los autores (Zhiyong, y otros, 2014).



**Figura 22. Esquema del cilindro controlado por el servo sistema**

**Fuente:** (Wang, Zhu, Chen, Zhang, & Song, 2015)

Los autores (Park, Lee, Shin, & Cho, 2015), ubican en cada articulación del robot, un alto rendimiento de velocidad, par y potencia, ya que el actuador debe funcionar mientras sostiene al humano. Los autores deciden que cada actuador del KUEx-R, consta de un motor DC sin escobillas de Kollmorgen (RBE (H) 01810B) y un dispositivo Harmonic Drive (SHD-20-100, SHD-25-100). Cada motor tiene un encoder magnético incremental (RMB28IC), para medir el ángulo de rotación.

El actuador del KUEx-R con el motor rotativo, el dispositivo Harmonic y el encoder se muestra en la Figura 23. Lo más fácil para que el robot pueda ser modificado para diferentes tamaños del usuario, debe cambiarse las diferentes longitudes de los enlaces, teniendo una velocidad de 140 RPM, velocidad que no es adecuada para caminar normalmente, pero es adecuado para pacientes que han perdido su habilidad de caminar porque no necesitan caminar rápido. (Park, Lee, Shin, & Cho, 2015)

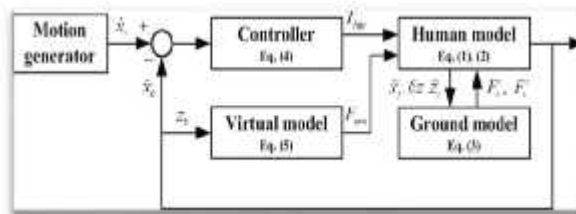


**Figura 23. Motor BLDC, Harmonic Drive (reductor), módulo de encoder y posicionador de KUEX-R.**

Fuente: (Park, Lee, Shin, & Cho, 2015)

### Sensores y sistema de control

En la publicación de los autores (Lee, Kim, Jang, & Park, 2014), establecen un diagrama de bloques de una marcha a un solo nivel como se muestra en la Figura 24.



**Figura 24. Diagrama d control del exoesqueleto**

Fuente: (Lee, Kim, Jang, & Park, 2014)

Siendo las ecuaciones 1, 2, 3, 4 y 5 parte del sistema de control dados por los autores (Lee, Kim, Jang, & Park, 2014)

$$\sum_{i=1}^n F_g^i + F_{exo} + F_{gra} = M\ddot{P}_b, \quad (\text{Lee, Kim, Jang, \& Park, 2014}) \quad (1)$$

$$\sum_{i=1}^n \{(P_f^i - P_b) \chi F_g^i\} + T_{hip} = I\dot{\theta}_b, \quad (\text{Lee, Kim, Jang, \& Park, 2014}) \quad (2)$$

$$F_g^i = \begin{bmatrix} F_h^i \\ 0 \\ F_v^i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -c_h \dot{x}_h^i \\ 0 \\ -k_v \delta z^i - c_v \dot{z}_f^i \end{bmatrix}, \quad (\text{Lee, Kim, Jang, \& Park, 2014}) \quad (3)$$

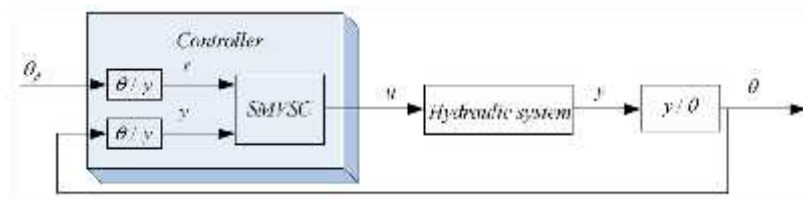
$$T_{hip} = \begin{cases} K_p(\dot{x}_r - \dot{x}_b), & \text{if } \dot{x}_r > \dot{x}_b \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}, \quad (\text{Lee, Kim, Jang, \& Park, 2014}) \quad (4)$$

$$F_{exo} = K_{vs}(L - z_b), \quad (\text{Lee, Kim, Jang, \& Park, 2014}) \quad (5)$$

Según los autores (Zhiyong, y otros, 2014), en su trabajo de publicación denotan a  $\theta_d$ , como la trayectoria deseada de la articulación de rodilla y a  $\theta$ , como la trayectoria real de la articulación de rodilla, descritos en el esquema de control de la Figura 25, y describen la ecuación 6, como el controlador para este sistema.

$$u = \frac{1}{Kw_h^2} [c_1(\dot{r} - x_2) + c_2(\ddot{r} - x_3) + r^{(3)} + w_h^2 x_2 + 2w_h x_3 + MF_L'(t) + Lw_h^2 F_L(t) + \varepsilon \text{signs} + ks], \quad (6)$$

El esquema de control se muestra en la Figura 25.



**Figura 25. Esquema de control de la estructura de variable de modo deslizante basado en la ley de alcance exponencial.**

Fuente: (Zhiyong, y otros, 2014)

Según los autores Jiankai Niu, Qiuzhi Song y Xiaoguang Wang en su trabajo titulado “Fuzzy PID Control for Passive Lower Extremity Exoskeleton in Swing Phase” (Niu, Song, & Wang, 2014), considera que un controlador PID, es uno de los más factibles y fáciles de implementar pero no es suficiente para poder controlar el complejo sistema de exoesqueleto, ya que este presenta variaciones de carga, resistencia y variabilidad en el tiempo, para poder solucionar este inconveniente optan por la combinación de una lógica difusa y el controlador PID convencional, demostrando que este tipo de controlador mejora las características transitorias, como las constantes del sistema de control. (Niu, Song, & Wang, 2014)

Según los autores (Niu, Song, & Wang, 2014), hoy en día, la mayoría de los sistemas robóticos están controlados por el controlador PID, sin embargo, el controlador PID, es sensible a los parámetros del sistema. El control difuso no requiere un modelo matemático preciso.

El PID difuso es una clase ampliamente utilizada de un controlador PID, que es diferente de los parámetros fijos  $\Delta K_p$ ,  $\Delta K_i$  y  $\Delta K_d$  del controlador PID tradicional, modifica los parámetros del controlador PID basándose en la señal de error para mejorar el efecto de control. La expresión del uso de parámetros de PID de sintonía lógica difusa está dada por la ecuación 7. (Niu, Song, & Wang, 2014)

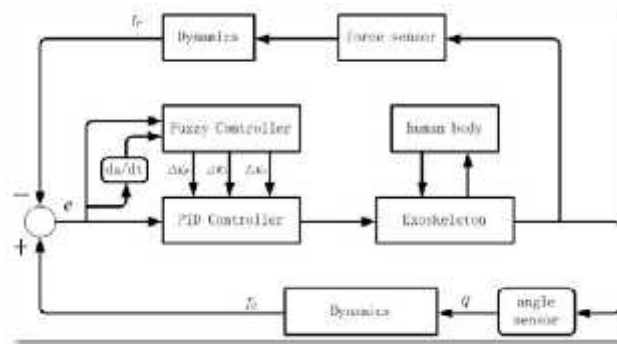
$$\begin{cases} K_p(k) = K_p(k-1) + \gamma_p(k)\Delta K_p \\ K_i(k) = K_i(k-1) + \gamma_i(k)\Delta K_i \\ K_d(k) = K_d(k-1) + \gamma_d(k)\Delta K_d \end{cases}, \text{ (Niu, Song, \& Wang, 2014)} \quad (7)$$

Donde  $\gamma_p(k)$ ,  $\gamma_i(k)$  y  $\gamma_d(k)$  son el valor de la corrección de la velocidad, cuyo valor disminuye con el aumento de la corrección de frecuencia. El algoritmo PID difuso está dado por la ecuación 8:

$$u(k) = K_p(k)e(k) + K_i(k) \sum_{i=0}^k e(i) + K_d(k)[e(k) - e(k-1)], \quad (8)$$

(Niu, Song, & Wang, 2014)

El diagrama de bloques del controlador PID Fuzzy se muestra en la Figura 26.

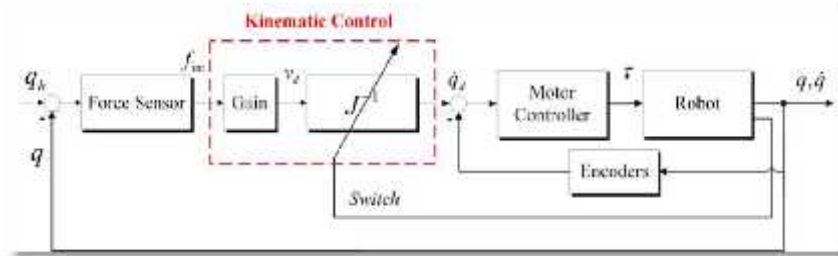


**Figura 26. Diagrama de bloques del controlador PID Fuzzy**

Fuente: (Niu, Song, & Wang, 2014)

Los autores (Taherifar, Vossoughi, Ghafari, & Jokar, 2014), realizan en su trabajo un control denominado impedancia/admitancia, el cual presenta un inconveniente, en donde una trayectoria definida o punto definido debe ser asignado como un punto de valor deseado. Siendo importante en la rehabilitación humana, pero limita en gran cantidad la libertad de las personas en el caso de aumento de potencia; en la Figura 27, se muestra la arquitectura de control donde la velocidad angular, se calcula sobre la base de las fuerzas en lugar de definirse. (Taherifar, Vossoughi, Ghafari, & Jokar, 2014)





**Figura 27. Arquitectura de control de impedancia/admitancia**

**Fuente:** (Taherifar, Vossoughi, Ghafari, & Jokar, 2014)

Según los autores (Chen, Ning, Zhang, & Yang, 2015), dicen que, para un control más fiable y preciso, es mejor aplicar la señal EMG en el sistema de exoesqueleto, con electrodos como se muestran en la Figura 28. La señal EMG se considera como una manifestación de la actividad muscular. La volatilidad de la señal EMG que refleja directamente la tensión muscular y la intensidad es un buen criterio para predecir el movimiento deseado del usuario. (Chen, Ning, Zhang, & Yang, 2015)

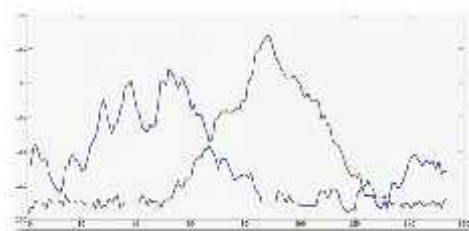


**Figura 28. Aplicación de electrodos de señales EMG en los miembros inferiores**

**Fuente:** (Chen, Ning, Zhang, & Yang, 2015)

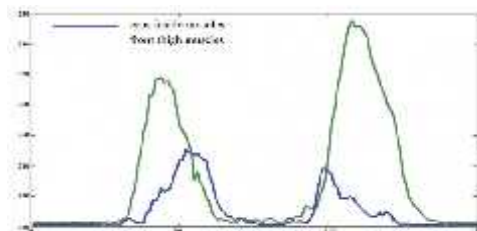
Señales obtenidas por dos experimentos; en el primer experimento, el usuario está sentado en una silla, con los muslos apoyados en la silla y las rodillas flexionadas. A continuación, se registró la señal del área de la articulación de la rodilla con el vástago mantenido, girando alrededor de la articulación de la rodilla durante siete veces. (Chen, Ning, Zhang, & Yang, 2015)

En el segundo experimento, el usuario se sienta en la silla con dos piernas mantenidas paralelas como antes. Luego, se levanta lentamente sin ayuda de los brazos y mantuvo el equilibrio completo sin mover los pies. Después de eso, el usuario se sentó lentamente. Este proceso se repitió siete veces y la señal se registró hasta el final. (Chen, Ning, Zhang, & Yang, 2015) En la Figura 29 y Figura 30, se muestra las señales obtenidas en los dos experimentos.



**Figura 29. Señales EMG del experimento 1**

**Fuente:** (Chen, Ning, Zhang, & Yang, 2015)



**Figura 30. Señales EMG del experimento 2**

**Fuente:** (Chen, Ning, Zhang, & Yang, 2015)

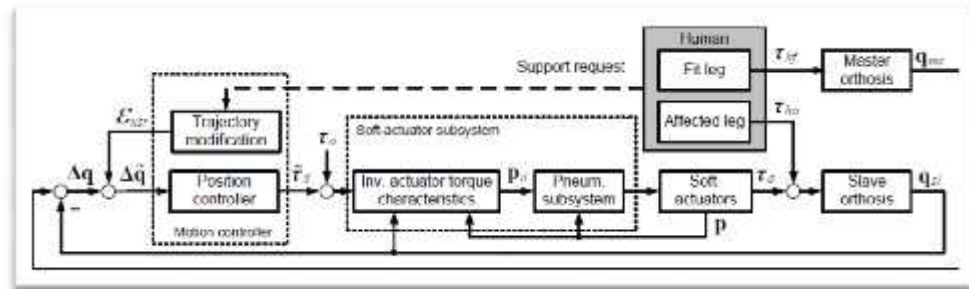
Los autores (Grosso & Tibaduiza, 2009), utilizan la instrumentación electrónica involucrada en el desarrollo del sistema, permite convertir las señales de desplazamiento angular de los eslabones, fuerza de los actuadores y actividad muscular, en una magnitud eléctrica, para procesarla a fin de obtener visualizaciones y respuestas del sistema para accionar y controlar dinámicamente al exoesqueleto. (Grosso & Tibaduiza, 2009)

Los autores David Baiden y Oleg Ivlev en su trabajo titulado “Human-Robot-Interaction Control for Orthoses with Pneumatic Soft-Actuators – Concept and Initial Trails” (Baiden & Ivlev, 2013), definen dos grados de libertad para realizar las pruebas, utilizando músculos neumáticos. (Baiden & Ivlev, 2013). Los autores realizan un control con un subsistema de actuador, el subsistema de actuador consiste, en un controlador de par de bucle abierto y un controlador de presión. Las cámaras neumáticas, generan un par, que es una función no lineal de la presión y el ángulo de rotación como se describe en la ecuación 9. (Baiden & Ivlev, 2013)

$$\tau = f(p, q) \tag{9}$$

(Baiden & Ivlev, 2013)

Los autores (Baiden & Ivlev, 2013), realizan un Control de posición Maestro-Esclavo, este concepto de control se basa en una estructura maestro-esclavo (MS) con control de posición compatible. En este enfoque, el movimiento de referencia se detecta desde la pierna y se transfiere a la pierna alterada, para que el usuario genere la referencia con su patrón de movimiento individual por sí mismo. En la Figura 31, se muestra el diagrama de bloque de maestro esclavo del exoesqueleto. (Baiden & Ivlev, 2013)



**Figura 31. Diagrama de control tipo maestro esclavo**

Fuente: (Baiden & Ivlev, 2013)

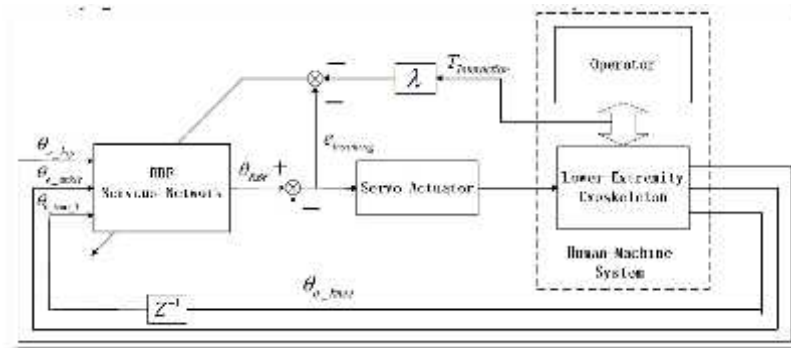
Los autores (Liu, Tang, & Pei, 2015), utilizan la red neuronal, para realizar un control, el cual tiene ventajas significativas al tratar con la identificación no lineal, como una red local, la red neuronal RBF se utiliza mucho debido a su gran capacidad de acercamiento y velocidad de convergencia rápida. La estructura típica de la red neuronal RBF tiene tres capas: la capa de entrada, la capa oculta y la capa de salida. Su salida es la suma de peso de las salidas de la capa oculta y las funciones utilizadas en la capa oculta suelen ser la función base radial expresada con las ecuaciones 10 y 11.

$$y = \sum_{j=1}^m w_j \varphi_j, \text{ (Liu, Tang, \& Pei, 2015)} \quad (10)$$

$$\varphi_j = \exp\left\{-\frac{\|x - c_j\|^2}{2\sigma_j^2}\right\} \quad j = 1, 2, \dots, m, \text{ (Liu, Tang, \& Pei, 2015)} \quad (11)$$

Donde  $X = [x_1, x_2, \dots, x_n]^T$ , representa el vector de entrada de la red neuronal RBF;  $C_j = [c_{1j}, c_{2j}, \dots, c_{nj}]^T$  y  $\sigma_j$ , son el vector central y ancho de nodo oculto;  $w_j$  es el peso de la salida;  $\|\cdot\|$  norma Euclidiana. La relación que utilizan los autores se muestra en la Figura 32, la cual se puede utilizar para entrenar los parámetros de la red neuronal y

garantizar que la red neuronal RBF, pueda identificar las intenciones de movimiento del piloto con éxito. (Liu, Tang, & Pei, 2015)



**Figura 32. Control de identificación de la red neuronal RBF**

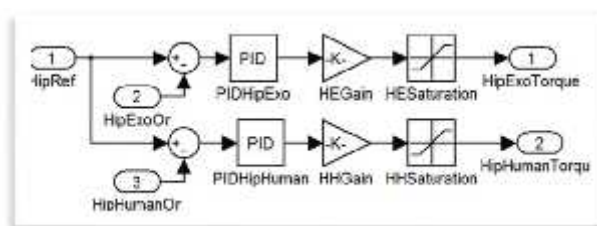
**Fuente:** (Liu, Tang, & Pei, 2015)

Los autores D. Miranda Linares, G. Alrezage, M.O. Tokhi en su trabajo titulado “Control of lower limb exoskeleton for elderly assistance on basic mobility tasks” (Miranda Linares, Alrezage, & Tokhi, 2015), realiza un diseño de exoesqueleto para una persona de 80kg de peso y 1,80m de estatura, dadas sobre las bases dimensionales establecidas por Winter, utilizando el software Visual Nastran 4D (VN4D), el cual es utilizado para simular los diferentes tipos de controles, aplicados para el proceso de levantamiento y proceso de marcha humana del modelo humanoide debido a la complejidad de las extremidades inferiores y debido a su comportamiento no lineal. (Miranda Linares, Alrezage, & Tokhi, 2015).

Los sensores se añaden para obtener retroalimentación del sistema, teniendo la orientación y el par de torsión en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo monitoreados. (Miranda Linares, Alrezage, & Tokhi, 2015)

Los autores (Miranda Linares, Alrezage, & Tokhi, 2015), diseñan un control de bajo nivel PID en lazo cerrado para cada articulación de cadera y rodilla, donde la entrada del controlador es el error, entre la orientación de la articulación actual y la referencia, siendo la salida el par necesario para lograr la orientación deseada.

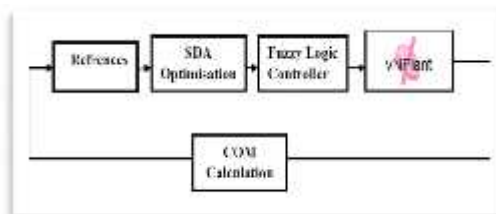
El tiempo de muestreo para este controlador es de 10 ms. Añadiendo un bloque de saturación a la salida de los controladores PID para asegurarse de que el valor no exceda los límites de torque 160 Nm de cadera y 210 Nm de rodilla, para evitar daños al usuario. Para este propósito, se asumió que una persona mayor es capaz de generar el 70% del par requerido, mientras que el exoesqueleto proporciona el 30% restante. La Figura 33, muestra un diagrama de la implementación del esquema del controlador PID. (Miranda Linares, Alrezage, & Tokhi, 2015)



**Figura 33. Controlador PID de exoesqueleto y articulaciones de cadera**

**Fuente:** (Miranda Linares, Alrezage, & Tokhi, 2015)

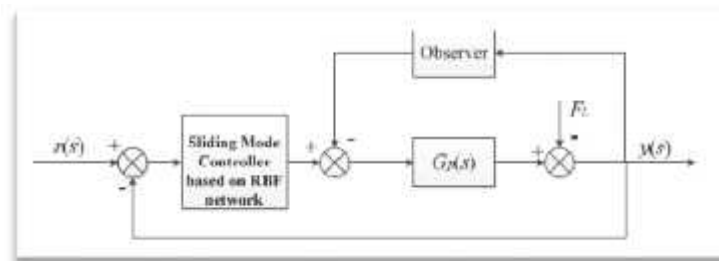
El controlador para del proceso de la marcha humana, es un controlador de lógica difusa (FLC) se utiliza para controlar las articulaciones de cadera y rodilla de ambas piernas. Tienen cinco funciones de pertenencia, lo que lleva a 25 reglas, utilizando la regla de inferencia difusa mamdani, la defuzzificación centróide, y el rango de intervalo está entre  $[-1, 1]$ . Las entradas al FLC de tipo PD, son la señal de error y el cambio de error entre la orientación real y una referencia, se utiliza el algoritmo de dinámica espiral (SDA) desarrollado por Tamura y Yasuda, se utiliza para optimizar los parámetros PD del controlador fuzzy del sistema de exoesqueleto. En la Figura 34, se muestra el esquema de un controlador PID y controlador difuso. (Miranda Linares, Alrezage, & Tokhi, 2015)



**Figura 34. Esquema de PID y controlador difuso**

**Fuente:** (Miranda Linares, Alrezage, & Tokhi, 2015)

El control que utilizan los autores (Wang, Zhu, Chen, Zhang, & Song, 2015), se muestra en la Figura 35 y se define como la posición deseada del cilindro controlado por la válvula y como la posición real.



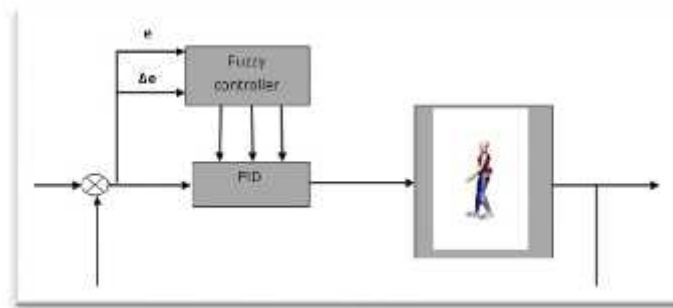
**Figura 35. Diagrama esquemático del sistema de control**

**Fuente:** (Wang, Zhu, Chen, Zhang, & Song, 2015)

Los autores Ghasaq Al Rezage y M.O. Tokhi en su trabajo titulado “Fuzzy PID Control of Lower Limb Exoskeleton for Elderly Mobility” (Al Rezage & Tokhi, 2016), diseñan un controlador para la movilidad de los miembros inferiores el cual es simulado en el entorno virtual de Visual Nastran 4D (Al Rezage & Tokhi, 2016); mismo software utilizado por los autores (Miranda Linares, Alrezage, & Tokhi, 2015). El algoritmo inteligente ha sido ampliamente utilizado, y no necesita un modelo dinámico preciso.

El desarrollo de un controlador adaptativo mediante la combinación de la lógica difusa con PID, integrará las ventajas de los difusos y PID; también reducirá sus desventajas, decisión que también fue tomada por los autores (Niu, Song, & Wang, 2014).

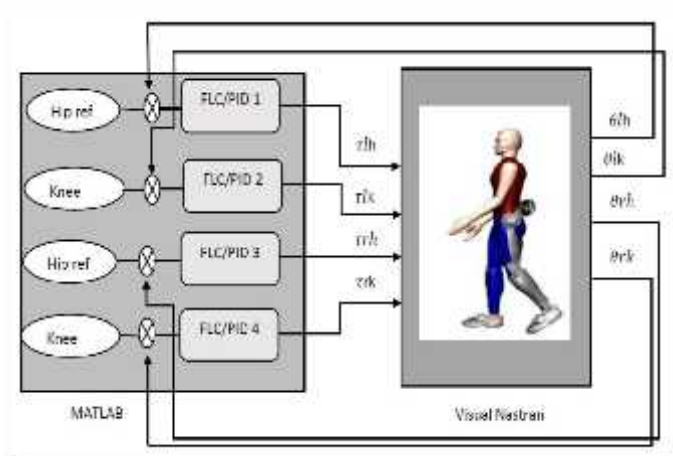
Los autores (Al Rezage & Tokhi, 2016), la estructura del controlador PID Difuso se muestra en la Figura 36, el cual se tiene dos entradas y tres salidas al controlador, siendo las entradas, la señal de error y el cambio de error, mientras que las salidas son las modificaciones de los parámetros  $K_p$ ,  $K_i$  y  $K_d$ .



**Figura 36. Principio del controlador PID Fuzzy**

**Fuente:** (Al Rezage & Tokhi, 2016)

En la Figura 37, se muestra la conexión de los controladores PID Fuzzy en Simulink de Matlab y el software Visual Nastran 4D.



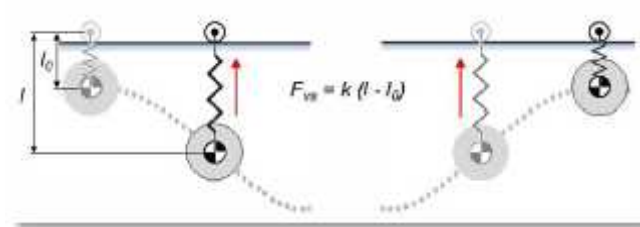
**Figura 37. Estructura de control conexión entre Matlab y visual Nastran**

**Fuente:** (Al Rezage & Tokhi, 2016)

### Modelo matemático

Según la publicación de los autores (Lee, Kim, Jang, & Park, 2014), realizan un modelo matemático basados en la reducción del trabajo que efectúan las pierna delantera y trasera, en la Figura 39, se muestra la representación de una persona caminando y el diagrama de cuerpo libre, obteniendo la ecuación 12, que describe la fuerza generada por el exoesqueleto.

$$F_{exo} = K_{vs}(L - z_b), \quad (\text{Lee, Kim, Jang, \& Park, 2014}) \quad (12)$$



**Figura 38. Modelo Virtual de la marcha humana**

Fuente: (Lee, Kim, Jang, & Park, 2014)



**Figura 39. (a) Representación de una persona caminando (b) DCL**

Fuente: (Lee, Kim, Jang, & Park, 2014)

Los autores (Zhiyong, y otros, 2014), realizan un modelo matemático del cilindro y servo válvula electrohidráulica. La función de transferencia que se obtiene del cilindro, está dada por la ecuación 13, la cual relaciona la salida de caudal, con respecto a la entrada de corriente eléctrica, obteniendo una ecuación de segundo orden.

$$\frac{Q}{I} = \frac{K_{vs}}{\left( \frac{s^2}{w_{sv}^2} + \frac{2\xi_{sv}}{w_{sv}}s + 1 \right)} \quad (13)$$

(Zhiyong, y otros, 2014)

Siendo:

$K_{vs}$ : Ganancia de flujo,  $w_{vs}$ : Frecuencia natural,  $\xi_{sv}$ : Coeficiente de amortiguación.

(Zhiyong, y otros, 2014)



El modelo del cilindro controlado por la servoválvula electrohidráulica, es diferente en dos direcciones. Suponiendo que no hay fugas o carga elástica, el modelo del cilindro se da en la ecuación 14:

$$Y = \frac{\frac{K_q}{A_1} X_v - \frac{K_c}{1 + 4n^2 \beta_e K_c} \frac{V_e}{A_1^2} s + 1}{s \frac{s^2}{w_h^2} + \frac{2\xi_h}{w_h} s + 1} F_L \quad (14)$$

(Zhiyong, y otros, 2014)

Siendo:

$Y$ : Desplazamiento de la carga,  $X_v$ : Desplazamiento del carrete,  $K_q$ : ganancia de flujo,  $K_c$ : Coeficiente de flujo de presión,  $\beta_e$ : Módulo efectivo,  $F_L$ : Fuerza vectorial, que actúa sobre el control de volumen,  $A_1$ : Área del pistón,  $V_e$ : Volumen equivalente,  $n$ : Es la relación de área del extremo de varilla y el pistón,  $\xi_h$ : Coeficiente de amortiguamiento y  $w_h$ : Frecuencia natural. (Zhiyong, y otros, 2014). Con respecto a los comandos de entrada, la ecuación 15, muestra la función de transferencia del cilindro.

$$\frac{Y}{X_v} = \frac{K_h}{s \frac{s^2}{w_h^2} + \frac{2\xi_h}{w_h} s + 1}, \text{ siendo } K_h = \frac{K_q}{A_1} \quad (15)$$

(Zhiyong, y otros, 2014)

Con respecto a perturbaciones, la función de transferencia del cilindro está dada por la ecuación 16.

$$\frac{F_L}{X_v} = \frac{K_c \frac{V_e}{1 + 4n^2 \beta_e K_c} s + 1}{s \frac{s^2}{w_h^2} + \frac{2\xi_h}{w_h} s + 1} F_L \quad (16)$$

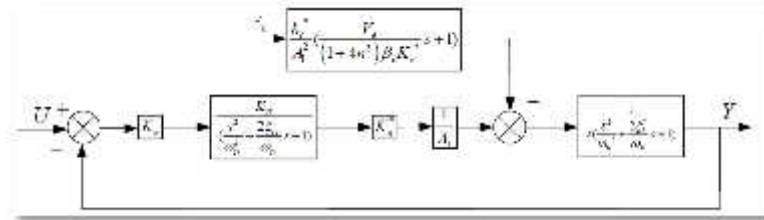
(Zhiyong, y otros, 2014)

Obteniendo el modelo matemático del servo sistema electrohidráulico dado por la ecuación 17.

$$\frac{Y}{U} = \frac{K_a K_{sv} K_h}{s \left( \frac{s^2}{\omega_h^2} + \frac{2\xi_h}{\omega_h} s + 1 \right) + 1} \quad (17)$$

(Zhiyong, y otros, 2014)

En la Figura 40 se muestra el esquema del servo sistema electrohidráulico.



**Figura 40. Esquema del servo sistema electrohidráulico**

Fuente: (Zhiyong, y otros, 2014)

Los autores (Taherifar, Vossoughi, Ghafari, & Jokar, 2014), obtienen las ecuaciones 18 y 19 basados en el diagrama de cuerpo libre de la Figura 43.

$$M_r(q_r) \ddot{q}_r + c_r(q_r, \dot{q}_r) \dot{q}_r + g_r(q_r) = B_r \tau_r - J^T F_{int} \quad (18)$$

(Taherifar, Vossoughi, Ghafari, & Jokar, 2014)

$$M_h(q_h) \ddot{q}_h + c_h(q_h, \dot{q}_h) \dot{q}_h + g_h(q_h) = B_r \tau_h - J^T F_{int} \quad (19)$$

(Taherifar, Vossoughi, Ghafari, & Jokar, 2014)

Según los autores (Medrano, Zendejas Hernandez, & Sandoval Rodríguez , 2016), se realiza un modelo dinámico inverso; para la obtención de un modelo dinámico se utiliza la formulación de Lagrange y el método de Newton-Euler. Se utiliza la ecuación de Lagrangiano  $L = K - U$ , siendo  $K$  la energía cinética y  $U$  la energía potencial. Para la determinación de torques en cada articulación, se utiliza el Lagrangiano con la ecuación 20. (Medrano, Zendejas Hernandez, & Sandoval Rodríguez , 2016)

$$\tau_i = \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_i} \quad (20)$$

(Medrano, Zendejas Hernandez, & Sandoval Rodríguez , 2016)

Los autores seleccionan tres grados de libertad, para el diseño del modelo dinámico obteniendo las ecuaciones 21, las mismas que dinámicas para ser utilizadas en la ecuación de torque. (Medrano, Zendejas Hernandez, & Sandoval Rodríguez , 2016)

Ecuaciones de energía cinética:

$$\begin{aligned}
 K_1 &= \frac{1}{2} m_1 v_1^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{\theta}_1^2 \\
 K_2 &= \frac{1}{2} m_2 v_2^2 + \frac{1}{2} I_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \\
 K_3 &= \frac{1}{2} m_3 v_3^2 + \frac{1}{2} I_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2
 \end{aligned}
 \tag{21}$$

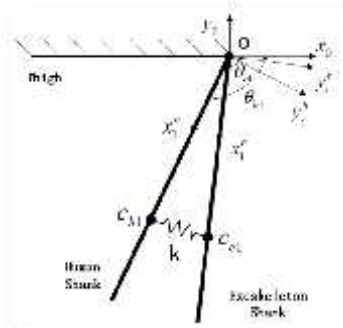
(Medrano, Zendejas Hernandez, & Sandoval Rodríguez , 2016)

Siendo las ecuaciones 22 la energía potencial:

$$\begin{aligned}
 U_1 &= -m_1 g l_{c1} \cos \theta_1 \\
 U_2 &= -m_2 g l_1 \cos \theta_1 - m_2 g l_{c2} \cos(\theta_1 + \theta_2) \\
 U_3 &= -m_3 g l_1 \cos \theta_1 - m_3 g l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\
 &\quad - m_3 g l_{c3} \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)
 \end{aligned}
 \tag{22}$$

(Medrano, Zendejas Hernandez, & Sandoval Rodríguez , 2016)

El modelo humano-máquina, que utilizan los autores (Liu, Tang, & Pei, 2015), se muestra en la Figura 41, está basado en la estructura existente del exoesqueleto; establecen la hipótesis de marcha, para el cual el muslo está fijo, considerando el movimiento de la articulación de la rodilla, como movimiento rotatorio del segmento de tibia-peroné alrededor del muslo. (Liu, Tang, & Pei, 2015)



**Figura 41. Modelo humano-máquina para el modelo matemático**

Fuente: (Liu, Tang, & Pei, 2015)

Los autores (Liu, Tang, & Pei, 2015) resuelven la dinámica del sistema aplicando el método de Newton-Euler, obteniendo el torque de interacción, se resuelve de las ecuaciones dadas por el método, obteniendo como resultado la ecuación 23 de dinámica. (Liu, Tang, & Pei, 2015)

$$\begin{cases} \tau_{h1} = m_{h1}gl_c \cos \theta_{h1} + m_{h1}l_c^2\ddot{\theta}_{h1} - kl_c^2 \sin(\theta_{e1} - \theta_{h1}) \\ \tau_{e1} = m_{e1}gl_c \cos \theta_{e1} + m_{e1}l_c^2\ddot{\theta}_{e1} - kl_c^2 \sin(\theta_{e1} - \theta_{h1}) \end{cases} \quad (23)$$

(Liu, Tang, & Pei, 2015)

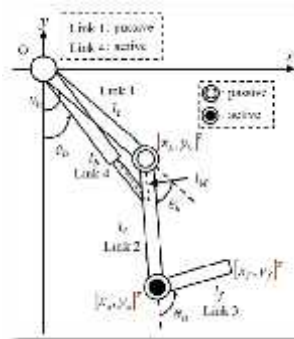
Los autores (Hirota & Murakami, 2016), realizan su modelo cinemático y dinámico basados en el diagrama de cuerpo libre que se muestra en la Figura 42. Obteniendo las ecuaciones 24, estas se obtienen de cada una de las articulaciones y la longitud del eslabón, el cual varía según sea el ángulo de la rodilla. (Hirota & Murakami, 2016)

$$\begin{aligned} \begin{cases} x_k \\ y_k \end{cases} &= \begin{cases} l_t \sin \theta_h \\ -l_t \cos \theta_h \end{cases} \\ \begin{cases} x_a \\ y_a \end{cases} &= \begin{cases} x_k + l_i \sin(\theta_h - \theta_k) \\ y_k - l_i \cos(\theta_h - \theta_k) \end{cases} \\ \begin{cases} x_f \\ y_f \end{cases} &= \begin{cases} x_a + l_f \sin(\theta_h - \theta_k + \theta_a) \\ y_a - l_f \cos(\theta_h - \theta_k + \theta_a) \end{cases} \end{aligned} \quad (24)$$

$$l_b = \sqrt{l_t^2 + l_M^2 + 2l_t l_M \cos \theta_k}$$

$$\theta_b = \arcsin \left( \frac{l_t \sin \theta_h + l_i \sin(\theta_h - \theta_k)}{\sqrt{l_t^2 + l_M^2 + 2l_t l_M \cos \theta_k}} \right)$$

(Hirota & Murakami, 2016)



**Figura 42. Diagrama de cuerpo libre de nueva estructura de exoesqueleto**

Fuente: (Hirota & Murakami, 2016)

Las ecuaciones 25, de la dinámica del sistema son descritas por la formulación de Euler-Lagrange con la ecuación.

$$\begin{aligned}\tau_{b2} &= \frac{\tau_b}{l_b} \cos \frac{\pi}{2} - \theta_k + \theta_h - \theta_b l_b \\ \tau_{b1} &= \frac{\tau_b}{l_b} \sin \frac{\pi}{2} - \theta_k + \theta_h - \theta_b l_t\end{aligned}\quad (25)$$

(Hirota & Murakami, 2016)

Los autores (Mohd Zawawi, Elamvazuthi, Aziz, Mazlan, & Abd Rahim, 2017), realizan el análisis de cinemática directa e inversa y el análisis dinámico. Obteniendo las a partir de la metodología de Denavit-Hartenberg la cinemática directa la solución de las ecuaciones de posición del pie, la ecuación 26 describe la posición final.

$$\begin{aligned}P_x &= C_{123}a_3 + C_{12}a_2 + C_1a_1 \\ P_y &= S_{123}a_3 + S_{12}a_2 + S_1a_1 \\ P_z &= d_3\end{aligned}\quad (26)$$

(Mohd Zawawi, Elamvazuthi, Aziz, Mazlan, & Abd Rahim, 2017)

Se obtiene a partir de la cinemática inversa la ecuación 27 de los ángulos y longitudes.

$$\begin{aligned}S_2 &= \pm \sqrt{1 - \frac{(wx)^2 + (wy)^2 - a_2^2 - a_1^2}{2a_2a_1}} \\ S_1 &= \pm \sqrt{1 - \frac{x C_2 a_2 + a_1 + y S_2 a_2}{wx^2 + wy^2}} \\ \theta_2 &= \text{Atan2} \pm \sqrt{1 - \frac{wx^2 + wy^2 - a_2^2 - a_1^2}{2a_2a_1}}, \\ &\frac{wx^2 + wy^2 - a_2^2 - a_1^2}{2a_2a_1}\end{aligned}\quad (27)$$

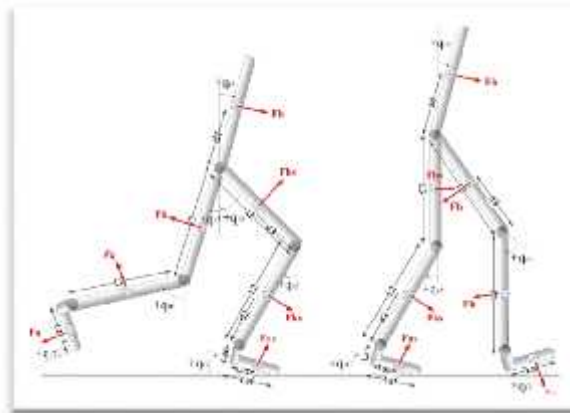
$$\theta_1 = \text{Atan2} \pm \left| 1 - \left( \frac{x(C_2 a_2 + a_1) + y S_2 a_2}{a_1^2 + a_2^2 + 2 C_2 a_1 a_2} \right)^2 \right|$$

$$\frac{x(C_2 a_2 + a_1) + y S_2 a_2}{a_1^2 + a_2^2 + 2 C_2 a_1 a_2} \Big|$$

(Mohd Zawawi, Elamvazuthi, Aziz, Mazlan, & Abd Rahim, 2017)

### Grados de libertad

Los autores (Taherifar, Vossoughi, Ghafari, & Jokar, 2014), realizan un modelado del exoesqueleto humano de miembros inferiores basados en la fase de simple apoyo y apoyo doble, en la Figura 43, se muestra el diagrama de cuerpo libre de las dos fases, describiendo para estas bases 7 grados de libertad.

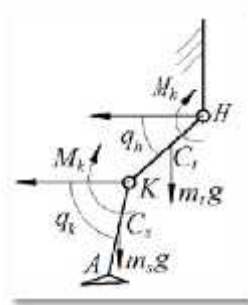


**Figura 43. Diagrama de cuerpo libre modelado dinámico (Izq.) Simple apoyo (Der.)  
Doble apoyo**

**Fuente:** (Taherifar, Vossoughi, Ghafari, & Jokar, 2014)

Según los autores (Niu, Song, & Wang, 2014), definen en su estudio de la dinámica del exoesqueleto de miembros inferiores, dos grados de libertad, siendo estos, la articulación de cadera y articulación de rodilla.

Durante la fase de oscilación, el movimiento del tobillo tiene pocos efectos sobre todo el movimiento de los miembros inferiores, de esta forma podemos ignorar el movimiento de la articulación del tobillo, dejando la tibia-peroné y el pie como un todo (vástago), luego analiza el movimiento del muslo y el vástago; al tener dos grados de libertad en el plano sagital, obtiene un modelo de dinámico simplificado como se muestra en la Figura 44. (Niu, Song, & Wang, 2014)



**Figura 44. Modelo dinámico de dos grados de libertad**

**Fuente:** (Niu, Song, & Wang, 2014)

El análisis cinemático requiere que todos los componentes de desplazamiento, velocidad y aceleración expresados como una función de coordenadas generalizadas.

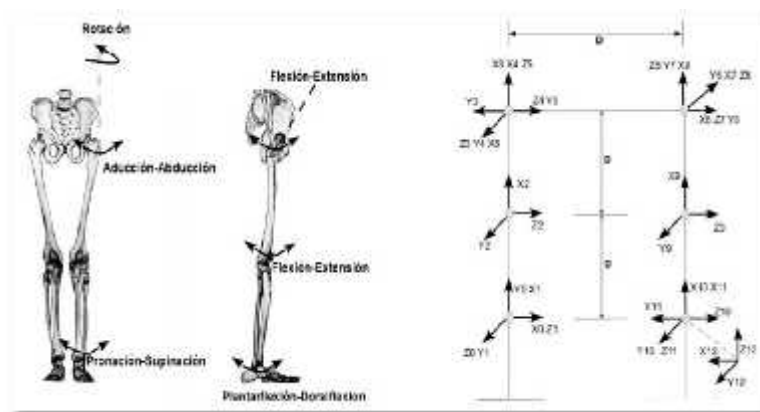
Además, las fuerzas externas del sistema incluyen la gravedad y el par de torsión: el par de cadera  $M_h$  y el par de rodilla  $M_k$ . Para obtener la fuerza de inercia y el momento de inercia, necesitamos usar la posición al centroide de cada componente, velocidad y aceleración expresadas por coordenadas generalizadas, teniendo las ecuaciones 28. (Niu, Song, & Wang, 2014)

$$\begin{aligned}
 & (m_t l_{ct}^2 + m_s l_t^2 + J_t) \ddot{q}_h + m_s l_{cs} \cos(q_h - q_k) \ddot{q}_k \\
 & \quad + m_s l_{cs} l_t \sin(q_h - q_k) \dot{q}_k^2 \\
 & \quad + (m_t g l_{ct} + m_s g l_t) \cos(q_h) - M_h + M_k = 0 \\
 & m_s l_{cs} l_t \cos(q_h - q_k) \ddot{q}_h + (m_s l_{cs}^2 + J_s) \ddot{q}_k - m_s l_{cs} l_t \sin(q_h - q_k) \dot{q}_h^2 \\
 & \quad + m_s g l_{cs} \cos(q_k) - M_k = 0
 \end{aligned} \tag{28}$$

(Niu, Song, & Wang, 2014)

Según el estudio realizado por los autores (Medrano, Zendejas Hernandez, & Sandoval Rodríguez , 2016), en su trabajo titulado “Diseño de un Exoesqueleto de Miembros Inferiores para la Movilidad de Personas con Paraplejia” (Medrano, Zendejas Hernandez, & Sandoval Rodríguez , 2016), presenta varias técnicas de robótica para el diseño de exoesqueletos, las cuales buscan emular de mejor manera la marcha bípeda; estas técnicas son: modelos cinemáticos, análisis de caminar, aplicación de la trayectoria con control lineal y el diseño asistido por computador (CAD). (Medrano, Zendejas Hernandez, & Sandoval Rodríguez , 2016)

Los autores describen las técnicas que se pueden usar para el diseño de un exoesqueleto para marcha bípeda. Dentro de los modelos cinemáticos, los autores describen el modelo cinemático directo, tomando en consideración doce grados de libertad, en la Figura 45, se indica los movimientos de los miembros inferiores y los sistemas coordenados, los cuales se consideran para grados de libertad, estos últimos asignados mediante el criterio de Denavit-Hartenberg. (Medrano, Zendejas Hernandez, & Sandoval Rodríguez , 2016)



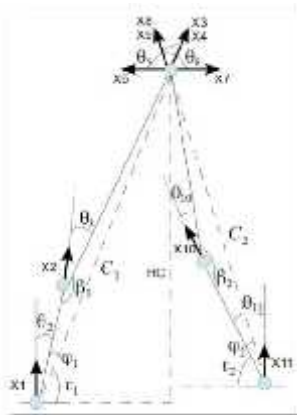
**Figura 45. Ejes y grados de libertad**

**Fuente:** (Medrano, Zendejas Hernandez, & Sandoval Rodríguez , 2016)

Para el modelo cinemático inverso los autores utilizan las relaciones de triángulos, utilizando una vista sagital como se observa en la Figura 46, obteniendo los valores



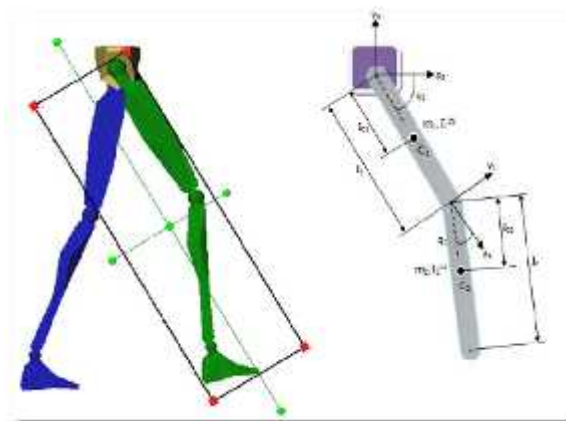
angulares principales para realizar la marcha bípeda descritos en la Figura 46. (Medrano, Zendejas Hernandez, & Sandoval Rodríguez , 2016)



**Figura 46. Diagrama de cuerpo libre para el modelo matemático**

**Fuente:** (Medrano, Zendejas Hernandez, & Sandoval Rodríguez , 2016)

Según los autores (Grosso & Tibaduiza, 2009), en su trabajo titulado “Diseño Conceptual de un Exoesqueleto para Asistir la Rehabilitación de Miembro Inferior” (Grosso & Tibaduiza, 2009), realiza un modelado del sistema de una pierna, basado en una cadena cinemática de dos eslabones y dos articulaciones rotacionales con pivote en la cadera. En la Figura 47, se muestra el diagrama de cuerpo libre para el modelo de una pierna con dos grados de libertad. (Grosso & Tibaduiza, 2009)



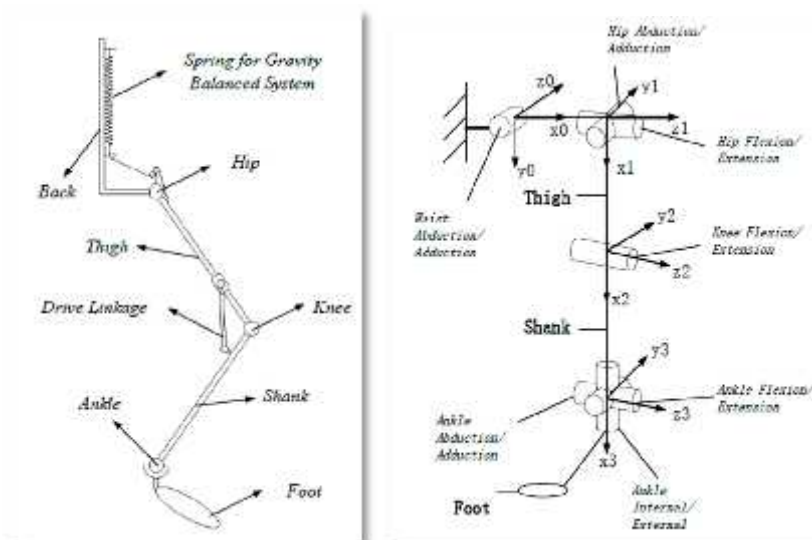
**Figura 47. Diagrama de cuerpo libre**

**Fuente:** (Grosso & Tibaduiza, 2009)

Siendo:

- $x_0, y_0$  : Sistema de referencia de la cadera
- $x_1, y_1$  : Sistema de referencia de la rodilla
- $C_1$  y  $C_2$  : Centro de masa de muslo y pantorrilla respectivamente
- $m_1$  y  $m_2$  : Masas de muslo y pantorrilla respectivamente
- $I_1^{c1}$  y  $I_2^{c2}$  : Tensores de inercia del muslo y pantorrilla respectivamente
- $l_1$  y  $l_2$  : Longitud de muslo y pantorrilla respectivamente
- $l_{c1}$  : Distancia medida desde la cadera al centro de masa del muslo
- $l_{c2}$  : Distancia medida desde la rodilla al centro de masa de la pantorrilla
- $q_1$  : Ángulo entra la horizontal y el eje longitudinal del muslo
- $q_2$  : Ángulo entra la proyección longitudinal del muslo y la pantorrilla

Los autores (Ma, Yao, Wei, & Zhu, 2016), en su trabajo titulado “Topology Optimization Design of 6-DOF Lower Extremity Exoskeleton Leg for Load Carrying” (Ma, Yao, Wei, & Zhu, 2016), realizan una distribución de grados de libertad como se observa en la Figura 48.

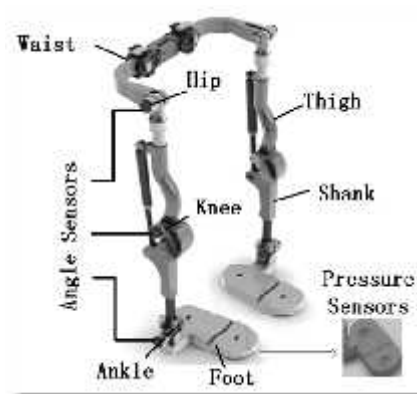


**Figura 48. Distribución de los grados de libertad**

Fuente: (Ma, Yao, Wei, & Zhu, 2016)

Los autores describen los grados de libertad por articulación; siendo dos grados de libertad para la articulación de cadera, un grado de libertad para la articulación de rodilla y tres grados de libertad para la articulación de tobillo. (Ma, Yao, Wei, & Zhu, 2016)

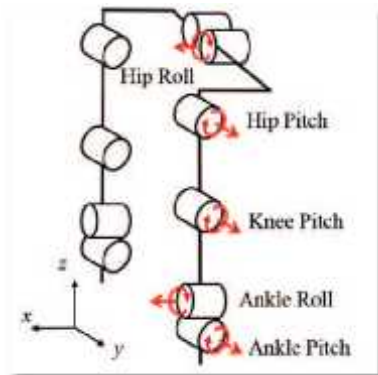
Los autores (Liu, Tang, & Pei, 2015), realizan una estructura del exoesqueleto, describiendo tres grados de libertad para la articulación de cadera (flexión, extensión, aducción/abducción, pronación/supinación), un grado de libertad de articulación de rodilla (flexión/extensión) y dos grados de libertad de articulación de tobillo (flexión/extensión, aducción/abducción), estos grados de libertad se detallan en la Figura 49. (Liu, Tang, & Pei, 2015)



**Figura 49. Articulación y grados de libertad del exoesqueleto**

**Fuente:** (Liu, Tang, & Pei, 2015)

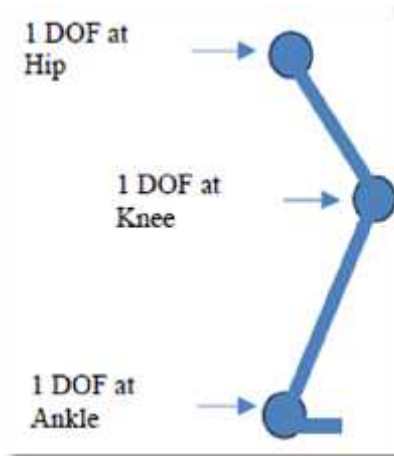
Los autores (Park, Lee, Shin, & Cho, 2015), describen en su diseño de exoesqueleto una estructura con 5 grados de libertad por miembro inferior como se muestra en la Figura 50, los cuales están distribuidos de la siguiente manera: dos para la articulación de cadera, uno para la articulación de la rodilla y dos para la articulación de tobillo.



**Figura 50. Grados de libertad del exoesqueleto KUEX-R**

Fuente: (Park, Lee, Shin, & Cho, 2015)

Según los autores (Mohd Zawawi, Elamvazuthi, Aziz, Mazlan, & Abd Rahim, 2017), en su trabajo titulado “Dynamic analysis of three degree of freedom (3-DOF) exoskeleton for lower extremities” (Mohd Zawawi, Elamvazuthi, Aziz, Mazlan, & Abd Rahim, 2017), describen una estructura mecánica de tres grados de libertad como se muestra en la Figura 51.



**Figura 51. Grados de libertad mínimos para una pierna**

Fuente: (Mohd Zawawi, Elamvazuthi, Aziz, Mazlan, & Abd Rahim, 2017)

## 2.2 Características de funcionalidad de exoesqueletos

La funcionalidad de los exoesqueletos está determinada por características de importancia que se deben tener en cuenta para la realización de un diseño, tales como:

estructura mecánica, biomecánica, actuadores, sensores y sistemas de control, modelos matemáticos y grados de libertad.

### **2.2.1 Estructura mecánica**

En el desarrollo de la estructura mecánica, se debe considerar características de los materiales para la construcción, el cual no debe ser oxidable, en vista que debe estar en contacto con la piel. Adicionalmente, es importante considerar el peso de la estructura, de manera que pueda soportar al usuario, evitando con esto fallas por flexión.

### **2.2.2 Biomecánica**

El modelo biomecánico, permite establecer cuáles son los parámetros fundamentales en el proceso de caminar del ser humano. La marcha humana es el proceso de locomoción básico de los seres humanos en general y su estudio permite diseñar planes de terapia, de rehabilitación o instrumentos que permitan la recuperación de personas que hayan perdido dicha facultad; estos elementos pueden ser ortesis o prótesis.

El análisis biomecánico, permitirá delimitar los elementos necesarios, para que el dispositivo exoesqueleto, pueda ser utilizado por una persona, en términos fisionómicos y ergonómicos. (Tristancho, Vargas, & Contreras, 2012)

### **2.2.3 Actuadores**

Son los elementos, que permiten realizar una transmisión de movimiento, dependiendo de la elección del diseñador, donde puede escoger entre los motores dc, motores a paso, servomotores, actuadores hidráulicos, actuadores neumáticos, actuadores lineales; dependiendo del presupuesto y la forma de control que se vaya a realizar sobre

el actuador; también se puede hacer uso de pistones neumáticos como si representara el musculo trabajando o musculo bi-articulado.

#### **2.2.4 Sensores y sistema de control**

Existe gran variedad de sensores, de los cuales el diseñador debe elegir qué tipo de sensores usar, dependiendo el tipo de dato que a obtener del usuario; con el fin de realizar un mejor sistema de control, el sistema de control puede ir desde el más sencillo, como es un sistema en lazo cerrado, en donde se obtiene una retroalimentación de parte de los sensores, para controlar la marcha bípeda, hasta uno más complejo, como el uso de la visión artificial, donde se puede obtener información de acuerdo a los gestos del usuario para realizar la marcha.

#### **2.2.5 Modelamiento matemático**

Parte importante en el desarrollo del exoesqueleto, que permite establecer modelos matemáticos para la obtención de datos del torque necesario y el diseño de las baterías y la corriente que consume toda la estructura, las cuales tendrán un tiempo de duración antes de que se agoten y tengan que ser recargadas, es decir, tendrá un tiempo limitado de la marcha, el mismo que dependerá del tiempo de duración de las baterías.

#### **2.2.6 Grados de libertad**

Es una característica importante, porque define la marcha bípeda robótica lo más cercana a la marcha humana, es decir, mientras más grados de libertad tenga un exoesqueleto, este podrá simular con precisión la marcha humana; de acuerdo a los grados de libertad que se tenga se define el número de actuadores, sensores y selección del material que se use en el diseño. Basados en estos aspectos funcionales se efectuó un estudio del arte de las investigaciones realizadas y publicadas por otros autores en el resto del mundo.

## **2.3 Clasificación de exoesqueletos**

De acuerdo a los siguientes autores (Ballesteros & Maritnez, 2015), los exoesqueletos se los puede clasificar de la siguiente manera:

### **2.3.1 Modalidad pasiva o activa**

Es una característica referente a la forma en que se genera el primer movimiento de ruptura inercial; para que esta característica se active, el exoesqueleto debe ser excitado por un impulso eléctrico muscular, neuronal o un mínimo movimiento o gesto detectable por los sensores, para que envíe la señal de activación de los actuadores. (Ballesteros & Maritnez, 2015)

La modalidad pasiva, el exoesqueleto recibe la señal mediante un botón, el cual indica el inicio de la marcha; este tipo de modalidad es empleado en terapias, donde la marcha es repetitiva. La modalidad activa necesita de un impulso generado por el usuario para que el exoesqueleto inicie la marcha. (Ballesteros & Maritnez, 2015)

### **2.3.2 Funcionalidad móvil o estática**

Esta funcionalidad es de acuerdo al tipo de exoesqueletos y la forma que estos son contruidos, es decir, dan movilidad o no al usuario. Los exoesqueletos estáticos, son desarrollados en un ambiente de rehabilitación, por lo que tiene una estructura de apoyo y por lo general usan una banda caminadora, para ejercitar al paciente con el ciclo de marcha. Los exoesqueletos móviles, son usados en la industria militar por lo ofrecen un nivel elevado de desplazamiento, la única limitante a todo es la batería por lo que el tiempo de duración depende de la carga de las baterías. (Ballesteros & Maritnez, 2015)

### **2.3.3 Por número de articulaciones**

Para obtener un modelo completo de miembros inferiores, se debe usar 36 grados de libertad, distribuidos de la siguiente manera: 10 grados en dedos, 3 grados en articulación de tobillo, 2 grados en la rodilla, 3 grados en la cadera, lo mismo para la otra pierna. Por este motivo, se usa un modelo simplificado de 7 grados de libertad los cuales son: 3 grados para tobillo tipo esfera, 1 grado para rodilla, 3 grados para cadera tipo esfera; se puede simplificar más el modelo si se escogen los grados referentes a cada plano corporal, es decir, el plano sagital de los grados a modelar se va a reducir a componentes de un péndulo doble. (Ballesteros & Maritnez, 2015)

### **2.3.4 Portabilidad**

La portabilidad depende del tipo de exoesqueleto y del material; si el exoesqueleto es móvil o fijo, si el exoesqueleto es fijo, tiene un área de trabajo controlada, por lo tanto, la portabilidad no es muy importante; si un exoesqueleto es móvil, influye mucho esta variable porque debe ser cargado y accionados por el usuario, este debe ser liviano y cómodo. (Ballesteros & Maritnez, 2015)

## **2.4 Aplicaciones de los exoesqueletos en humanos**

Existen varias aplicaciones que han adoptado este tipo de dispositivos exoesqueletos, cada una de estas aplicaciones centradas al mejoramiento del funcionamiento motriz; algunas de las aplicaciones son:

Rehabilitación y entrenamiento

Investigativa biomecánica

Investigación neurofisiológica

Amplificadores de potencia

Asistencia y compensación funcional (Ballesteros & Maritnez, 2015)



## **CAPÍTULO III**

### **BIOMECÁNICA Y MODELADO DEL MIEMBRO INFERIOR**

En este capítulo, se realiza la identificación de la antropometría del cuerpo humano; se realiza el análisis de la marcha humana, así como un análisis cinemático del miembro inferior y su modelamiento equivalente mecánico, como su modelo matemático.

#### **3.1 Definición de la antropometría**

La antropometría proviene del griego antropos (humano) y métricos (medida), es la disciplina, que describe las diferencias cuantitativas de las medidas del cuerpo humano y estudia las dimensiones, considerando como referencia estructuras anatómicas, que nos ayuda a describir características físicas de una persona o grupo de personas. La antropometría puede ser estática o dinámica; la primera, es el estudio de las medidas estructurales del cuerpo humano en diferentes posiciones sin movimiento y la segunda, corresponde al estudio de las posiciones resultantes del movimiento y está ligada a la biomecánica. (Winter, 2009)

La antropometría y los campos de la biomecánica afines a ella, tratan de medir las características físicas y funciones del cuerpo, incluidas las dimensiones lineales, peso, volumen, movimientos, para optimizar el sistema hombre-máquina-entorno. (Winter, 2009)

##### **3.1.1 Planos referenciales del cuerpo humano**

Se definen como superficies planas imaginarias, que dividen el cuerpo en dos partes, y permiten orientar la ubicación y localización de las distintas partes y órganos del cuerpo humano; los planos se muestran en la Tabla 6. Estos planos son utilizados para el estudio de las posturas de trabajo, y en la determinación de los correspondientes ángulos articulares. Existen tres planos que se intersectan en el centro de gravedad de la persona:

plano frontal, plano sagital y plano transversal como se muestra en la Figura 52. (Biologíaapuntocom, 2010)

#### **3.1.1.1 Plano frontal**

Es el plano que divide al cuerpo en dos partes: anterior y posterior, con respecto al plano frontal se presentan las siguientes vistas.

- **Vista ventral o anterior:** Parte delantera del elemento anatómico.
- **Vista dorsal o posterior:** Parte trasera del elemento anatómico.

(Biologíaapuntocom, 2010)

#### **3.1.1.2 Plano sagital**

Es el plano que divide a la mitad el elemento anatómico, en dos mitades iguales, una derecha y una izquierda, en este plano se distinguen dos porciones.

- **Porción medial o interna:** Parte más próxima a la línea media del cuerpo
- **Porción lateral o externa:** Parte más alejada de la línea media del cuerpo

(Biologíaapuntocom, 2010)

#### **3.1.1.3 Plano trasversal**

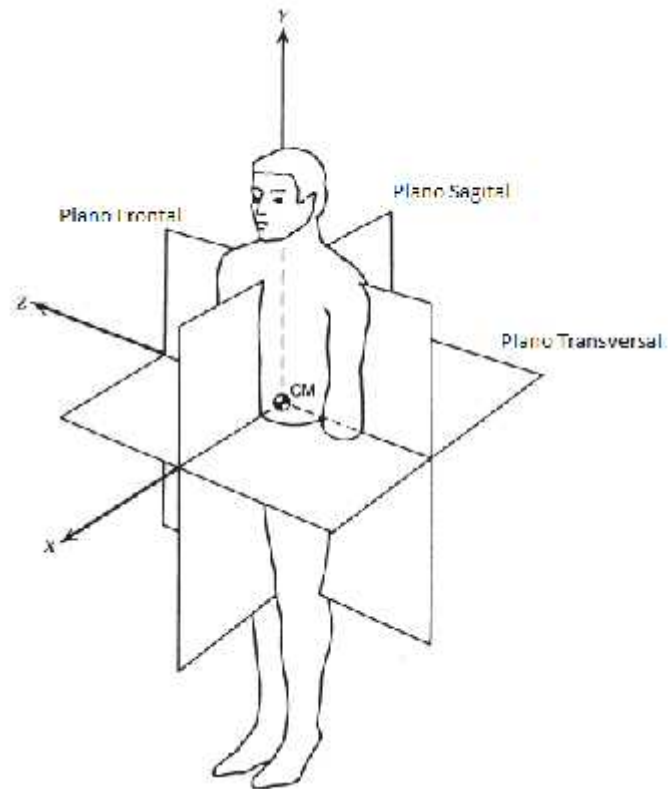
Es el plano paralelo al suelo, dividiendo el cuerpo anatómico en dos partes, superior e inferior, en este plano se presentan dos porciones.

- Porción craneal, superior, proximal
- Porción caudal, inferior, distal

(Biologíaapuntocom, 2010)

#### **3.1.1.4 Centro de gravedad**

Se considera como centro de gravedad, el punto de intersección de los tres planos referenciales del cuerpo humano, como se muestra en la Figura 52, representado como CM, el centro de gravedad o masas.



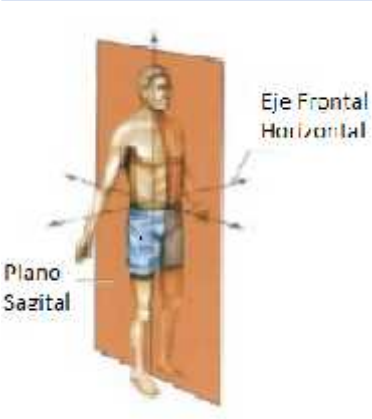
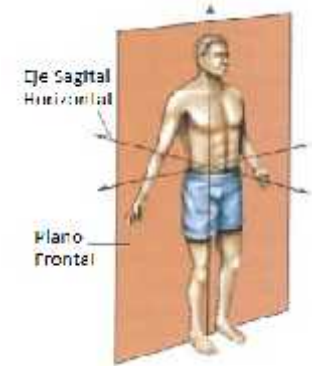
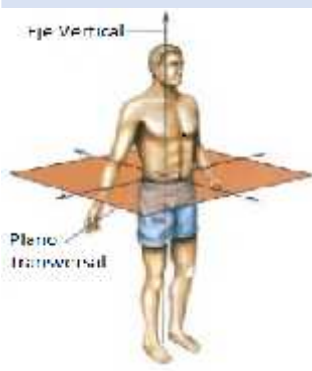
**Figura 52. Centro de gravedad y planos referenciales del cuerpo humano**

**Fuente:** (Winter, 2009)

### 3.1.2 Tablas antropométricas

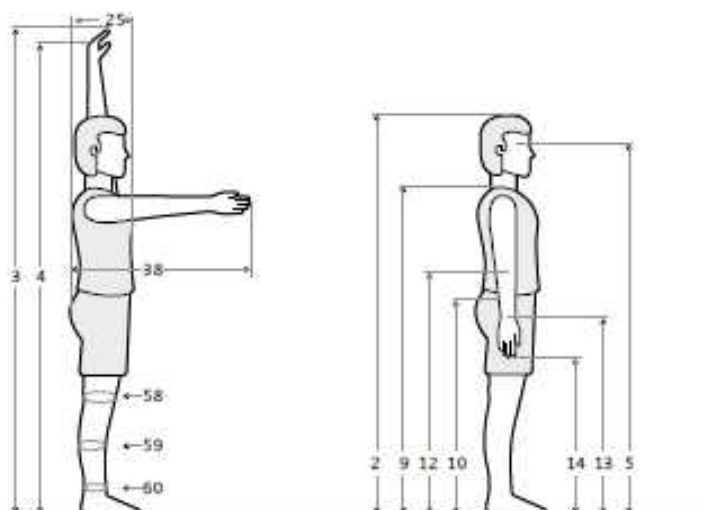
Para el caso de Ecuador las tablas que describen la antropometría ecuatoriana son tomadas de la norma INEN 2015, las cuales están basadas en el estudio desarrollado por la Universidad de Guadalajara por los autores (Avila Chaurand, Prado León, & Gonzáles Muñoz, 2015), la Figura 53, Figura 54 y Figura 55 muestran los datos antropométricos del sexo masculino de la edad entre 20 y 39 años en posición vertical lateral, vertical frontal y posición de descanso (sentado) respectivamente

**Tabla 6.**  
**Planos y ejes del cuerpo humano**

PLANO	EJE	DESCRIPCIÓN	MOVIMIENTOS
<b>Sagital</b> 	Frontal Horizontal	El plano sagital rota alrededor del eje frontal horizontal. La rodilla es un eje frontal horizontal y el miembro inferior es el objeto que se mueve en el plano sagital cuando se dobla la rodilla. (Chourio, s.f.)	Flexión y extensión
<b>Frontal</b> 	Sagital Horizontal	El plano frontal rota alrededor del eje sagital horizontal. Cuando se levanta el brazo hacia un lado, el hombro es el eje sagital horizontal y el brazo es el objeto que se mueve en el plano frontal. (Chourio, s.f.)	Aducción y Abducción
<b>Transversal</b> 	Vertical	El plano transversal rota alrededor del eje vertical. Cuando se rota la cabeza de izquierda a derecha, la cabeza rota en un plano horizontal alrededor del eje vertical. (Chourio, s.f.)	Rotación

**Fuente:** (Winter, 2009), (Chourio, s.f.),

En posición de pie  
población laboral  
Sexo masculino  
20 a 39 años

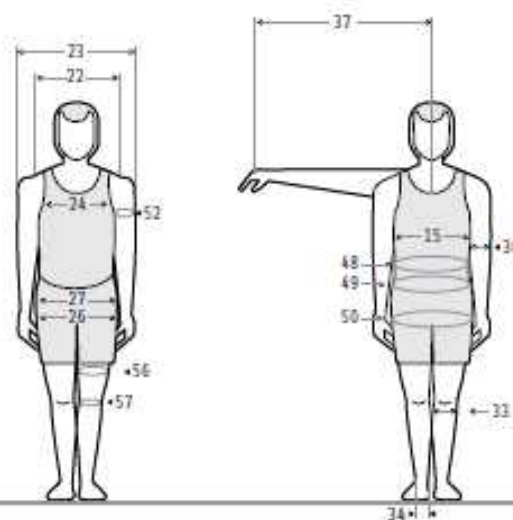


Dimensiones	20 - 29 años (n= 487)					30 - 39 años (n= 447)				
	x̄	D.E.	Percentiles			x̄	D.E.	Percentiles		
			5	50	95			5	50	95
1 Masa corporal (Kg)	66.9	10.45	52.3	66.0	85.3	71.2	9.87	55.8	70.4	87.7
2 Estatura (cm)	170.1	6.52	159.5	169.4	181.1	168.9	6.27	158.3	169.4	178.5
3 Alcance vertical máximo	214.8	8.81	201.7	214.1	230.6	213.3	8.70	198.2	213.8	226.1
4 Alcance vertical con asiento	199.8	8.17	187.5	199.5	213.9	198.2	8.07	184.2	198.7	210.8
5 Altura de los ojos	159.1	6.36	148.8	158.6	170.4	158.2	6.19	148.0	158.4	167.6
9 Altura acromial	138.6	5.72	128.8	138.2	148.2	138.1	5.76	129.2	138.4	147.4
10 Altura cresta iliaca medial	101.6	4.78	94.1	101.4	109.6	100.4	4.69	92.6	100.8	107.6
12 Altura radial	107.0	4.57	99.1	106.9	115.0	106.6	4.68	99.7	107.0	114.4
13 Altura estiloidea	81.7	1.90	75.6	81.6	88.4	81.7	4.02	75.5	81.9	88.2
14 Altura dactilea dedo medio	63.8	3.44	58.4	63.7	69.9	63.9	3.51	58.4	64.2	69.4
25 Anchura del tórax	19.5	1.74	16.8	19.5	22.5	20.5	1.70	17.9	20.5	23.4
38 Alcance anterior brazo	71.4	1.39	66.4	71.3	77.1	71.2	3.23	65.7	71.3	76.7
58 Perímetro rodilla media	36.1	2.37	32.3	36.0	40.0	36.8	2.28	33.2	36.7	40.8
59 Perímetro pierna media	35.3	2.59	31.4	35.2	39.9	36.3	2.38	32.4	36.2	40.3
60 Perímetro supramaleolar	21.6	1.35	19.6	21.6	24.0	21.9	1.28	19.9	22.0	24.1

**Figura 53. Tabla antropométrica de sexo masculino entre 20 y 39 años posición lateral**

Fuente: (Avila Chaurand, Prado León, & Gonzáles Muñoz, 2015)

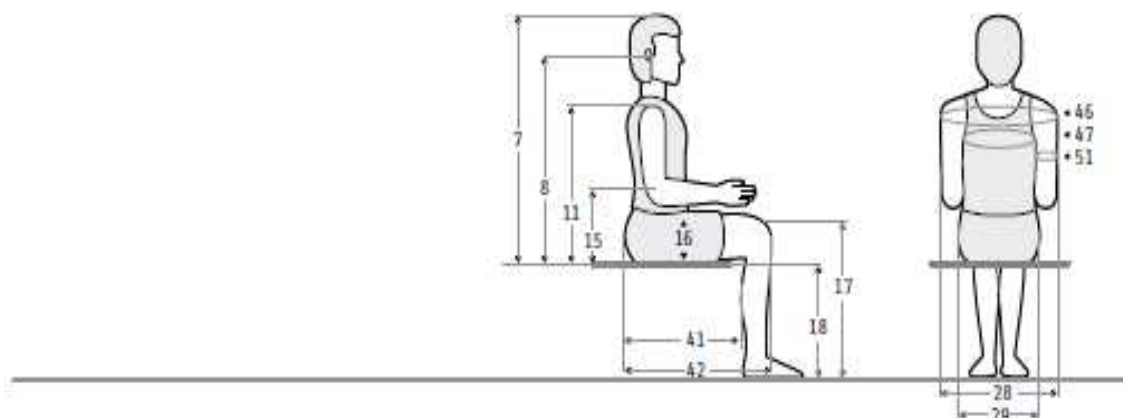
En posición de pie  
población laboral  
Sexo masculino  
20 a 39 años



Dimensiones	20 - 29 años (n= 487)					30 - 39 años (n= 447)				
	x̄	D.E.	Percentiles			x̄	D.E.	Percentiles		
			5	50	95			5	50	95
22 Anchura biacromial	39.6	2.12	36.3	39.5	43.2	39.8	2.01	36.6	39.8	43.3
23 Anchura bideltoides	45.7	2.95	41.4	45.4	50.7	46.6	2.77	42.1	46.6	51.2
24 Anchura transversal tórax	28.5	2.35	24.9	28.3	32.8	29.6	2.39	25.9	29.6	34.0
26 Anchura bicrestal	26.9	1.97	24.0	26.8	30.2	28.1	2.09	25.0	28.1	31.6
27 Anchura bitrocantérea	31.6	1.73	28.7	31.6	34.5	32.2	1.79	29.5	32.2	35.3
30 Anchura del codo	6.7	0.36	6.2	6.7	7.4	6.7	0.34	6.2	6.7	7.4
33 Anchura de la rodilla	9.8	0.56	8.7	9.6	10.6	9.7	0.54	8.9	9.7	10.7
34 Anchura bimaléolar (del tobillo)	7.3	0.37	6.8	7.4	8.0	7.3	0.36	6.8	7.4	7.9
37 Longitud lateral brazo	77.4	3.51	71.9	77.0	83.4	76.9	3.34	71.2	77.0	82.3
48 Perímetro de la cintura	79.8	7.55	68.8	78.6	92.8	86.0	7.86	73.8	85.8	98.1
49 Perímetro umbilical	83.1	8.04	71.5	82.0	97.4	89.3	8.18	76.9	88.9	102.1
50 Perímetro glúteo	93.2	6.41	83.7	92.8	103.5	95.6	5.85	86.2	95.3	104.9
52 Perímetro brazo	28.8	2.71	24.5	28.6	33.8	30.0	2.52	25.8	30.0	34.2
53 Perímetro antebrazo	26.3	1.74	23.6	26.3	29.2	27.0	1.73	24.4	27.0	30.0
56 Perímetro muslo superior	54.7	4.90	47.3	54.4	62.4	55.6	4.14	48.9	55.7	62.8
57 Perímetro muslo medio	51.7	4.32	44.9	51.6	59.2	52.4	3.77	46.3	52.5	58.7

**Figura 54. Tabla antropométrica de sexo masculino entre 20 y 39 años posición frontal**

Fuente: (Avila Chaurand, Prado León, & Gonzáles Muñoz, 2015)



Dimensiones	20 - 29 años (n= 487)					30 - 39 años (n= 447)					
	$\bar{x}$	D.E.	Percentiles			$\bar{x}$	D.E.	Percentiles			
			5	50	95			5	50	95	
6	Altura sentado normal	86.5	3.58	80.6	86.3	92.6	86.3	3.51	80.3	86.3	92.1
7	Altura sentado erguido	89.0	3.31	83.8	89.0	94.7	89.0	3.14	83.7	88.9	94.2
8	Altura de los ojos	78.6	3.31	73.5	78.6	84.1	78.8	3.17	73.6	78.9	83.6
11	Altura acromial	58.8	2.78	54.3	58.8	63.6	59.0	2.73	54.5	59.2	63.2
15	Altura radial	23.6	2.42	19.4	23.7	27.4	24.1	2.44	19.9	24.2	28.1
16	Altura del muslo	14.8	1.30	12.7	14.8	17.0	15.1	1.19	13.2	15.2	17.1
17	Altura de la rodilla	52.9	2.56	48.9	52.8	56.9	52.4	2.49	48.3	52.6	56.3
18	Altura de la fosa poplítea	43.0	2.21	39.5	42.9	46.5	42.2	2.21	38.5	42.3	45.7
28	Anchura codo a codo	42.9	4.25	36.7	42.2	50.5	45.3	4.24	38.1	45.5	52.4
29	Anchura de las caderas	34.3	2.59	30.5	34.3	38.5	35.2	2.49	31.1	35.1	39.2
41	Largura nalga - fosa poplítea	47.0	2.52	42.9	47.2	51.2	46.8	2.30	43.1	46.8	50.5
42	Largura nalga - rodilla	57.2	2.64	53.0	57.1	61.6	57.0	2.44	52.8	57.1	61.0
46	Perímetro bideltóideo	111.7	7.00	101.3	111.2	124.1	114.5	6.55	103.6	114.8	124.8
47	Perímetro mesoesternal	94.2	6.49	84.6	92.6	105.4	97.3	6.08	87.4	97.3	105.9
51	Perímetro brazo flexionado	30.5	2.66	26.3	30.5	35.1	31.5	2.47	27.6	31.5	35.6

**Figura 55. Tabla antropométrica de sexo masculino entre 20 y 39 años posición de sentado**

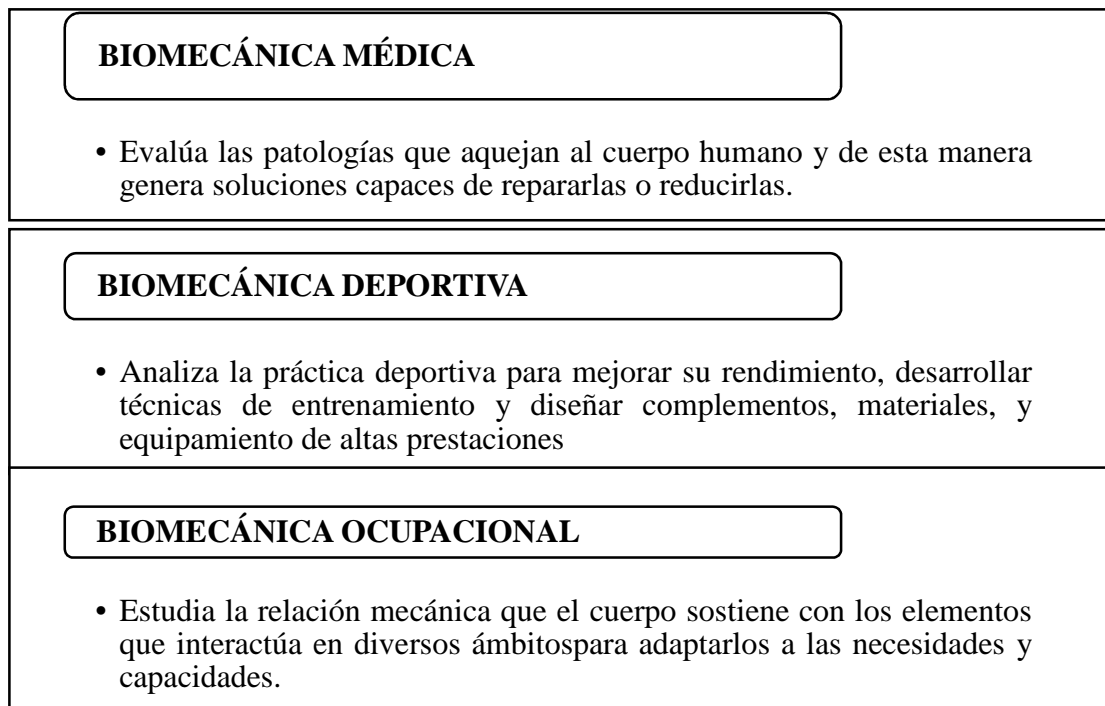
*Fuente: (Avila Chaurand, Prado León, & Gonzáles Muñoz, 2015)*

### 3.2 Biomecánica del miembro humano inferior

La biomecánica del movimiento humano, puede ser definida en forma metodológica como una interdisciplina científica, que mide, describe, analiza, valora y proyecta el movimiento humano. (Winter, 2009)

Zatsiorsky (1994), define la biomecánica como, una ciencia que estudia el movimiento mecánico en sistemas vivos y en particular el movimiento del sistema locomotor del cuerpo humano, estudia del movimiento o la actividad en nuestro cuerpo en distintas condiciones, realizando diferentes actividades. (José Acero, 2013)

En la Figura 56, se indica la clasificación de la biomecánica en las siguientes áreas:



**Figura 56. Clasificación de la biomecánica**

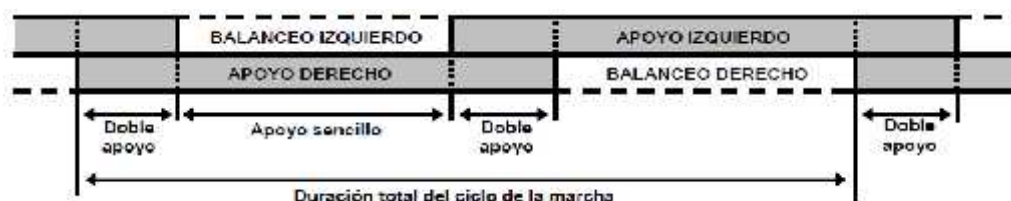
**Fuente:** (Centro de Valoración de Daños, s.f.)

### 3.2.1 Análisis de movimiento (locomoción o marcha)

Se describe la locomoción humana normal, como “una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad”. (Sánchez Lacuesta, 2006)

El proceso de marcha, se divide en dos fases, como se muestra en la Figura 57, fase de apoyo y fase de balanceo. La fase de apoyo, se considera cuando una pierna está en contacto directo con el suelo y la fase de balanceo, cuando la pierna no tiene contacto alguno con el suelo. (Winter, 2009)





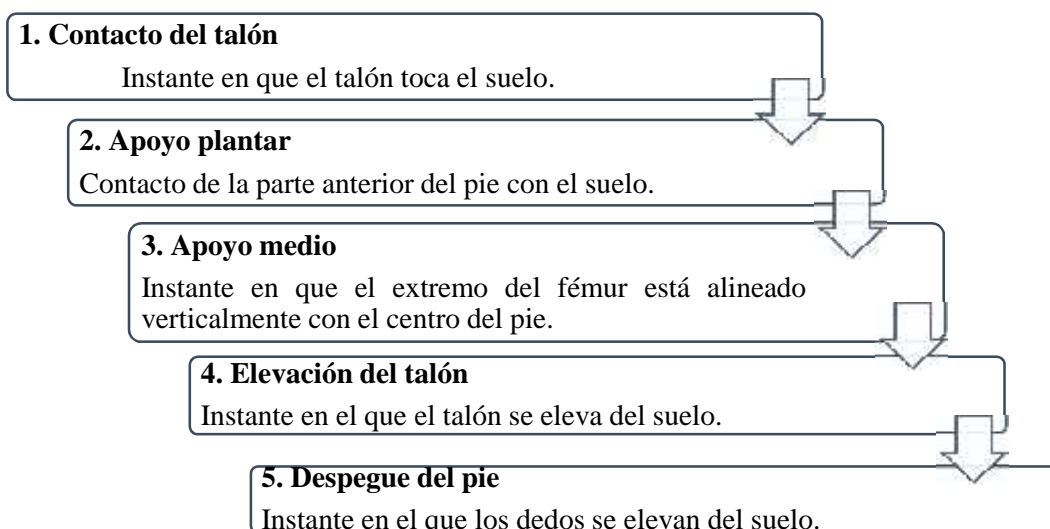
**Figura 57. Fases de la marcha humana**

Fuente: (Winter, 2009)

En la Figura 57, se muestra las fases de apoyo y balanceo, observando además la transición de izquierda a derecha ejecutando una marcha bípeda e indica también los tipos de apoyo como son: el apoyo sencillo y apoyo doble.

El apoyo sencillo, hace referencia al momento en que una pierna está en contacto con el suelo y la otra en la fase de balanceo, mientras que el apoyo doble corresponde al momento en el que las dos piernas están en contacto directo con el suelo en la fase de apoyo. (Hernández Stengele, 2008)

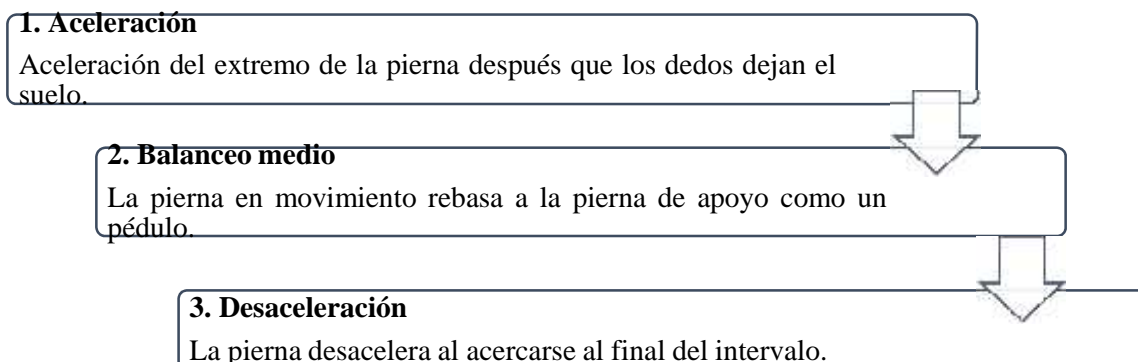
Dentro del análisis de la marcha humana, se dividen las fases de apoyo y balanceo en grupos de intervalos para un mejor entendimiento, la Figura 58, muestra Intervalos de la fase de apoyo. (Hernández Stengele, 2008)



**Figura 58. Intervalos de la fase de apoyo**

Fuente: (Hernández Stengele, 2008)

En la Figura 59, Intervalos de la fase de balanceo.



**Figura 59. Intervalos de la fase de balanceo**

Fuente: (Hernández Stengele, 2008)

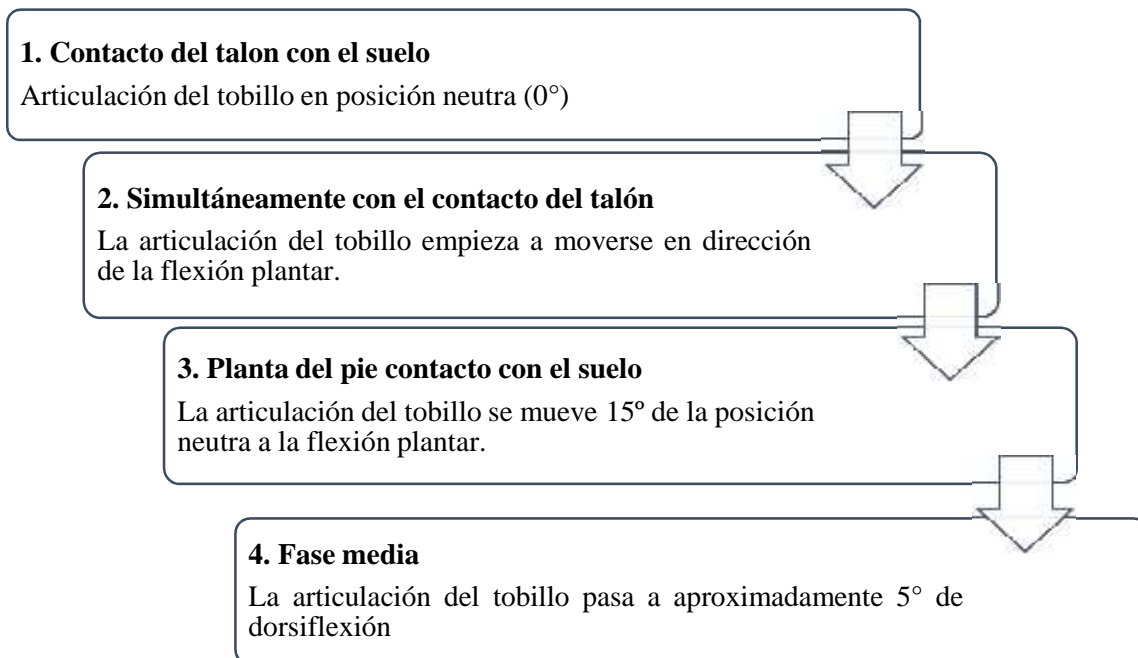
### **Intervalos de la marcha humana en el plano sagital**

Para el análisis de la marcha en el plano sagital, se divide en intervalos donde actúan cada una de las articulaciones; en el primer intervalo, actúa la articulación de tobillo, para el segundo intervalo, articulación de rodilla y tercer intervalo, actúa articulación de cadera. (Hernández Stengele, 2008)

#### **Primer Intervalo**

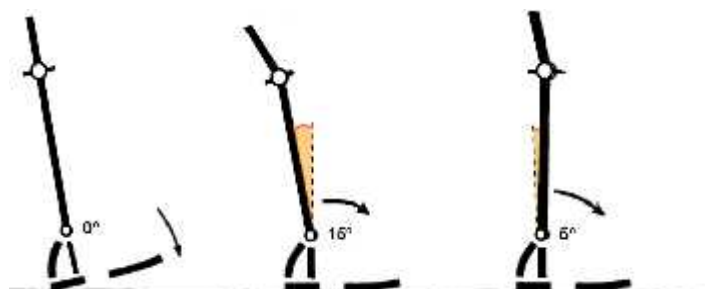
##### **Articulación de tobillo**

En la Figura 60, se detalla el primer intervalo, se describe del movimiento de la articulación del tobillo en el plano sagital, entre el contacto del talón con el suelo y el punto de apoyo medio. (Hernández Stengele, 2008)



**Figura 60. Acciones del tobillo – primer intervalo**

Fuente: (Hernández Stengele, 2008)

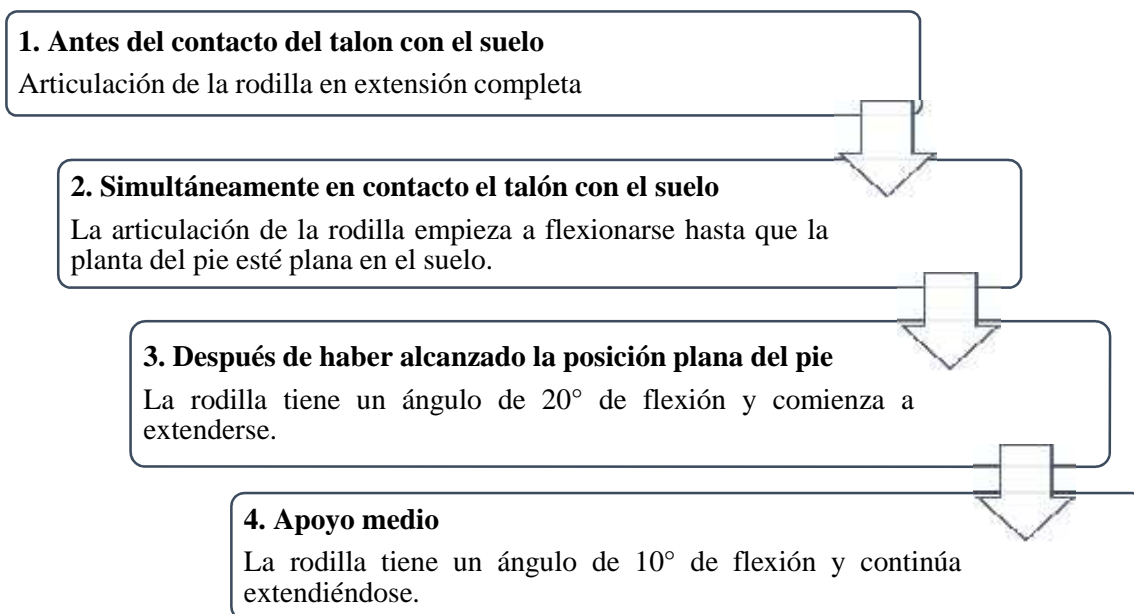


**Figura 61. Estudio de la articulación de tobillo en el primer intervalo**

Fuente: (Hernández Stengele, 2008)

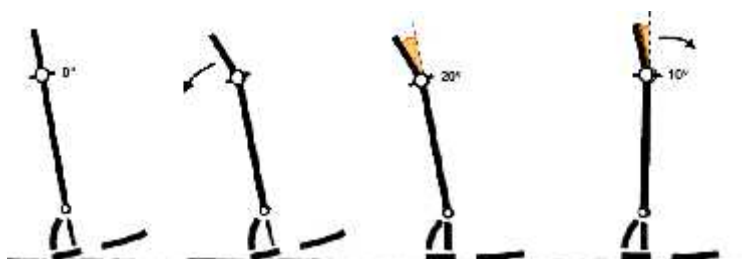
### Articulación de la rodilla

En la Figura 62, se detalla las acciones de la articulación de rodilla en el primer intervalo.



**Figura 62. Acciones de la rodilla – Primer Intervalo**

Fuente: (Hernández Stengele, 2008)

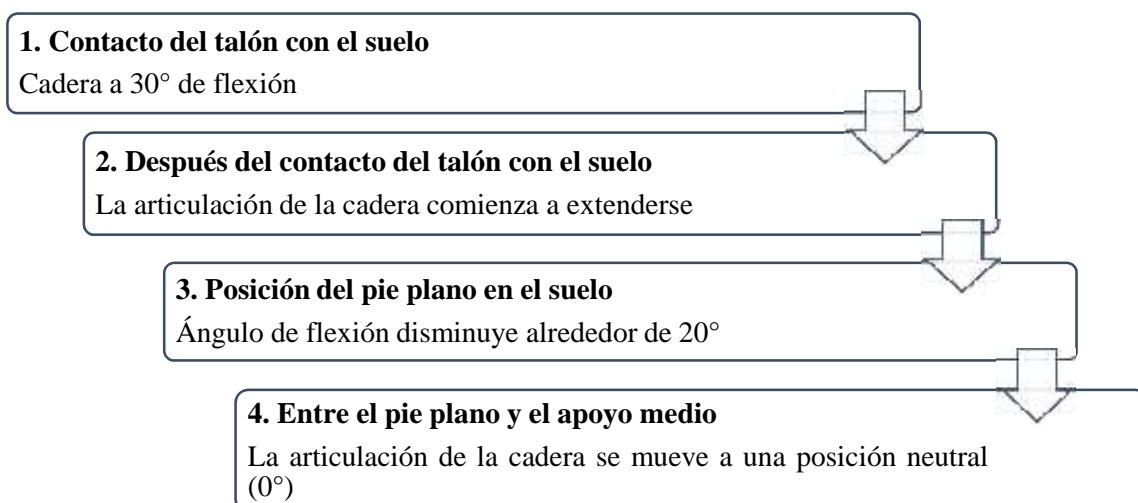


**Figura 63. Estudio de la rodilla – primer intervalo**

Fuente: (Hernández Stengele, 2008)

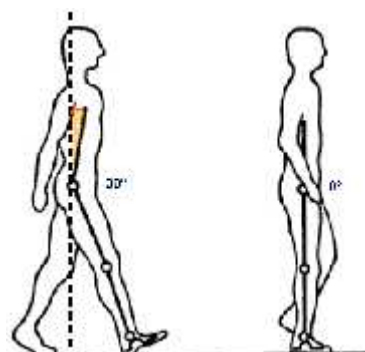
### Articulación de la cadera

En la Figura 64, se detalla las acciones de la articulación de rodilla en el primer intervalo.



**Figura 64. Acciones de la cadera – primer intervalo**

Fuente: (Hernández Stengele, 2008)



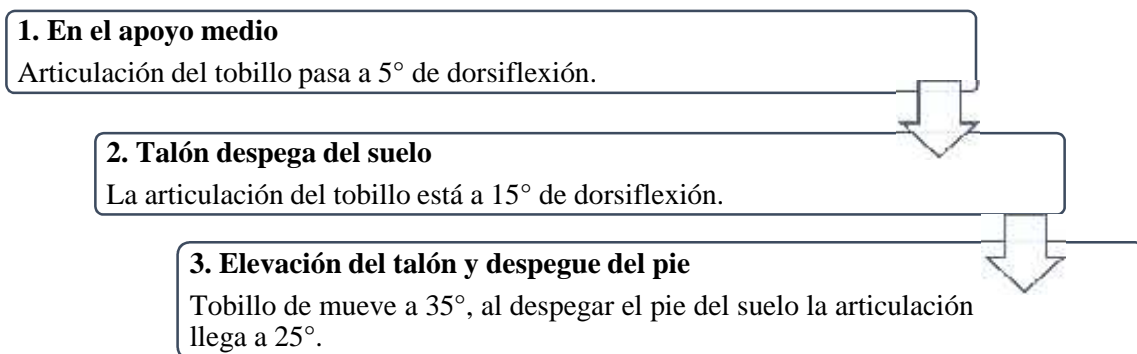
**Figura 65. Estudio de la cadera – primer intervalo**

Fuente: (Hernández Stengele, 2008)

## Segundo Intervalo

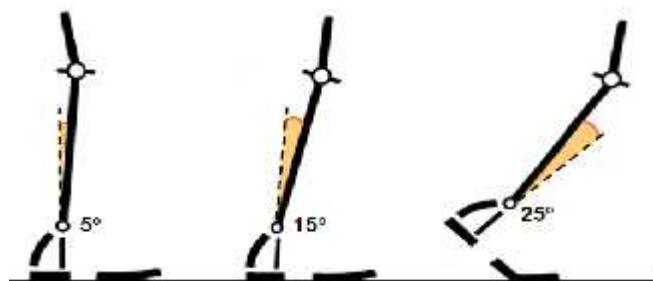
### Articulación del tobillo

En la Figura 66, se detalla el segundo intervalo y se describe las acciones de la articulación del tobillo.



**Figura 66. Acciones del tobillo – Segundo Intervalo**

Fuente: (Hernández Stengele, 2008)

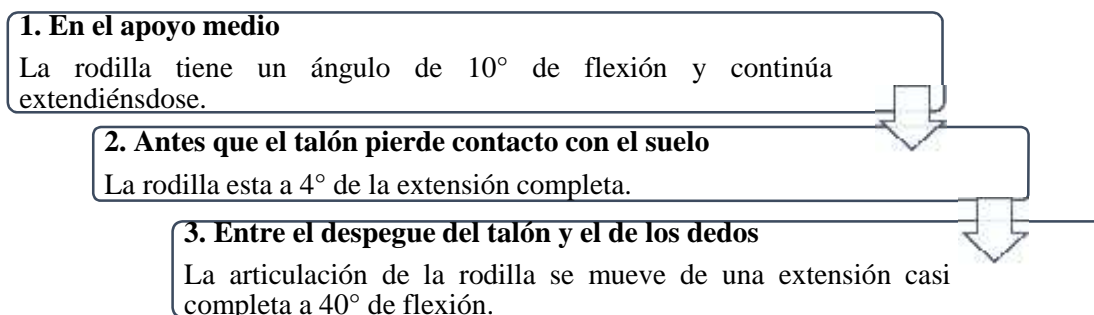


**Figura 67. Estudio del tobillo en el segundo intervalo**

Fuente: (Hernández Stengele, 2008)

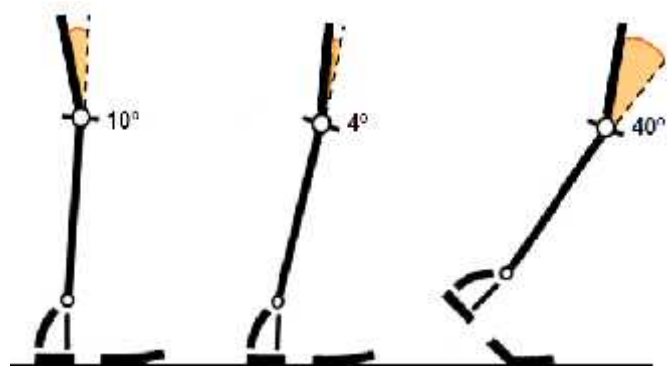
### Articulación de la rodilla

En la Figura 68, se detalla las acciones de la articulación de rodilla en el segundo intervalo.



**Figura 68. Acciones de la rodilla – Segundo intervalo**

Fuente: (Hernández Stengele, 2008)



**Figura 69. Estudio de la rodilla – segundo intervalo**

Fuente: (Hernández Stengele, 2008)

### Articulación de la cadera

En la Figura 70, se detalla las acciones de la articulación de la cadera en el segundo intervalo.

#### 1. En el apoyo medio

La articulación de la cadera está en una posición neutra  $0^\circ$  y comienza la extensión.

#### 2. Después del despegue del talón

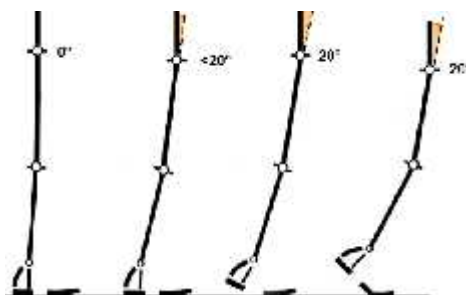
La cadera alcanza una hiperextensión de  $20^\circ$

#### 3. Despegue de los dedos del suelo

La cadera está cerca de una posición neutra y se mueve en dirección de flexión

**Figura 70. Acciones de la cadera – Segundo intervalo**

Fuente: (Hernández Stengele, 2008)



**Figura 71. Estudio de la cadera – segundo intervalo**

Fuente: (Hernández Stengele, 2008)

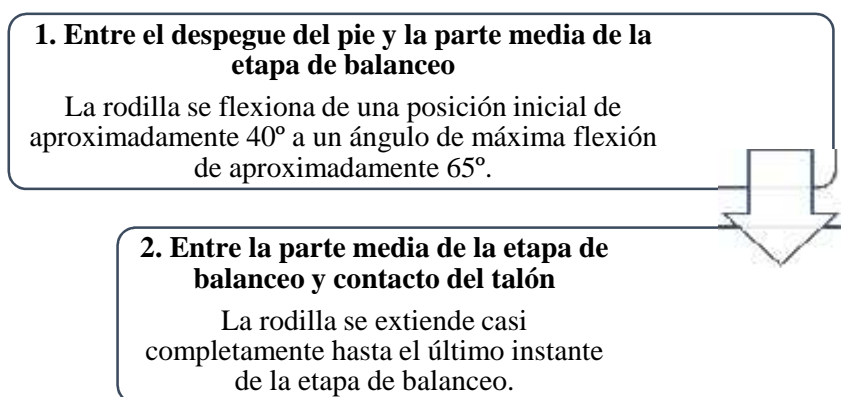
### Tercer Intervalo

#### Articulación del tobillo

Durante la etapa de balanceo; el pie se mueve de su posición inicial de flexión plantar al desprenderse del suelo, a una posición esencialmente neutra ( $0^\circ$ ) que se mantiene durante toda la etapa de balanceo. (Hernández Stengele, 2008)

#### Articulación de la rodilla

En la Figura 72, se detalla las acciones de la articulación de rodilla en el tercer intervalo.



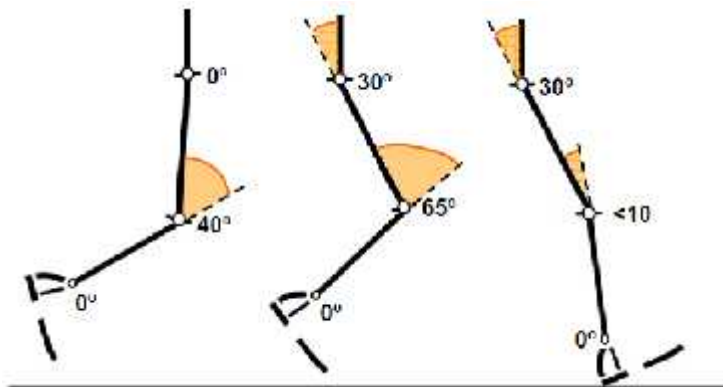
**Figura 72. Acciones de la rodilla**

Fuente: (Hernández Stengele, 2008)

#### Articulación de la cadera

Durante la etapa de balanceo, se parte de una posición neutral, la articulación de la cadera se flexiona aproximadamente  $30^\circ$  y se mantiene en esa posición, como se observa en la Figura 73. (Hernández Stengele, 2008)





**Figura 73. Estudio de las articulaciones en el intervalo 3**

Fuente: (Hernández Stengele, 2008)

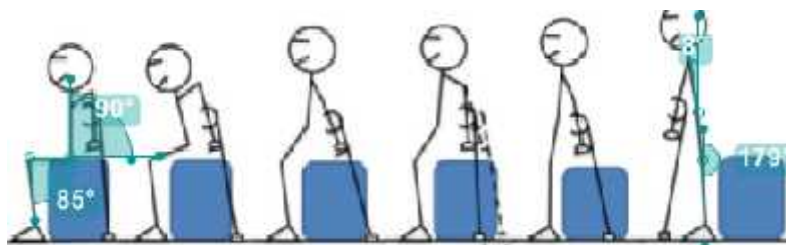
### 3.2.2 Análisis del movimiento de la marcha

#### ANÁLISIS DE ÁNGULOS

Se analiza los ángulos respectivos para las 2 fases propuestas; la fase 1 corresponde al levantamiento de la persona, y la fase 2 correspondiente a la marcha bípeda.

#### Fase de levantamiento

En la fase de levantamiento, se realiza un análisis siguiendo la publicación titulada *“Self-adaptive Control Strategy for Exoskeleton to Help Paraplegic Patients Stand Up and Sit Down”* (Wu, y otros, 2016), la Figura 74, presenta la fase de levantamiento, con apoyo en los bastones similar a la propuesta del prototipo de exoesqueleto de este proyecto.



**Figura 74. Fase de levantamiento**

Fuente: (Wu, y otros, 2016)

En la Tabla 7 muestra los ángulos con los que se debe cumplir para la articulación de rodilla y cadera.

**Tabla 7.**

*Ángulos de levantamiento*

<b>Fase de levantamiento</b>		
<b>Ángulos</b>	Sentado	De pie
<b>Articulación de rodilla</b>	85	179
<b>Articulación de cadera</b>	90	8

Fuente: (Wu, y otros, 2016)

Con la ayuda del software Kinovea, se logró obtener los ángulos para realizar el paso y simular la marcha bípeda de las personas, lo que se detalla en la **Tabla 8.**

**Tabla 8.**

*Ángulos en la fase de marcha*

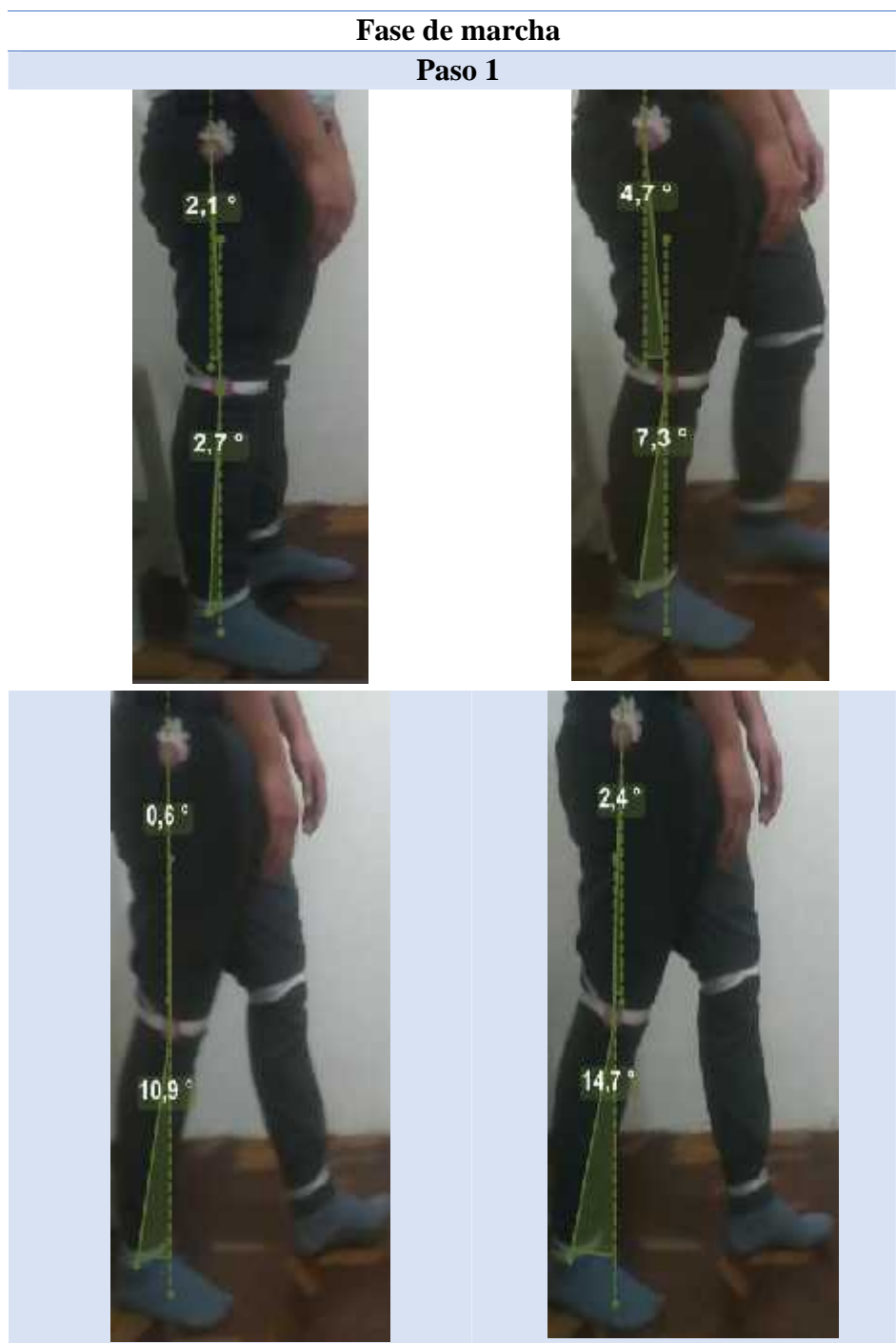
<b>Fase de marcha</b>		
<b>Nombre</b>	Articulación de la rodilla	Articulación de la cadera
<b>Paso 1</b>	2.7	2.1
	7.3	4.7
	10.9	0.6
	14.7	2.4
<b>Paso 2</b>	32.7	2,7
	48.4	11.2
	10	18.8
	4.1	16.7

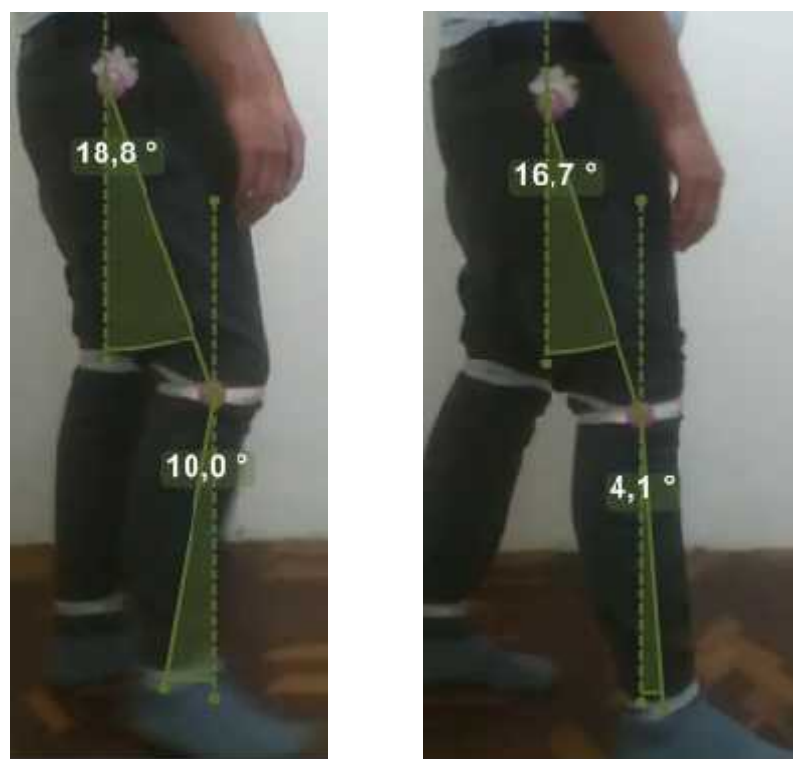
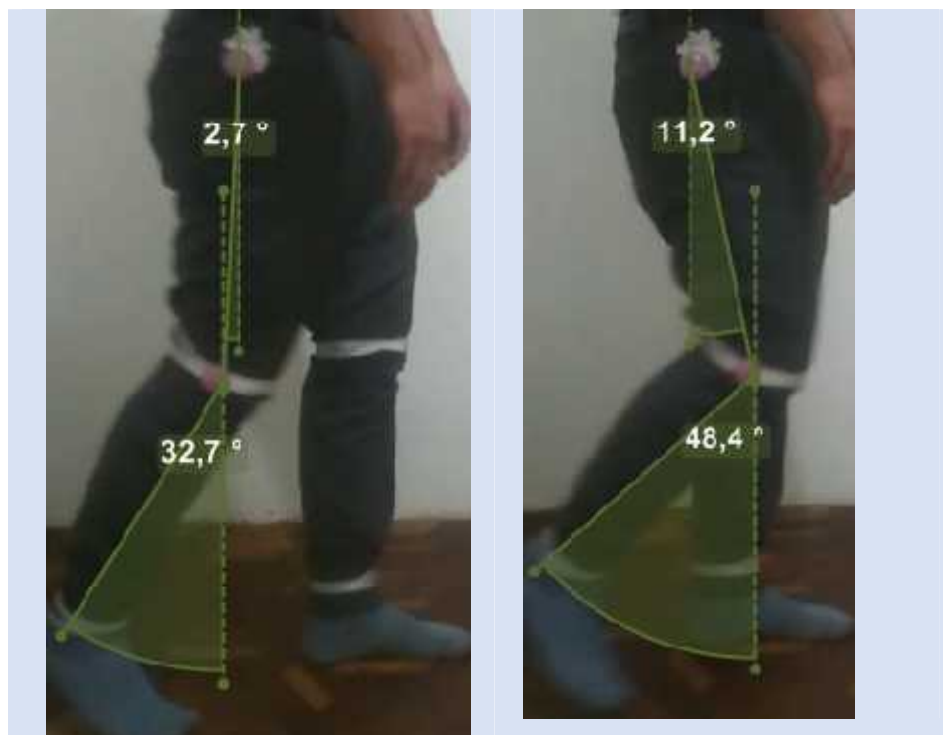
### Fase de marcha

En la Tabla 9, se muestran los ángulos para realizar la marcha bípeda.

**Tabla 9.**

*Obtención de ángulos para la simulación de la marcha bípeda*



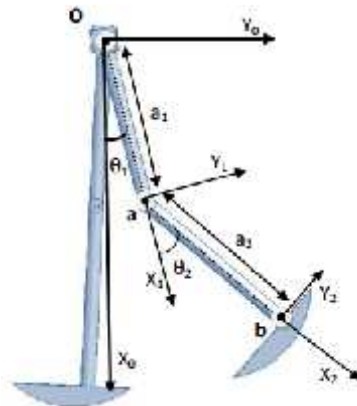
**Paso 2**

### 3.3 Cinemática del miembro inferior

En el desarrollo de este proyecto, se utilizará el modelo simplificado de la pierna humana, para realizar el estudio de la cinemática directa con el fin de determinar la posición y orientación del punto extremo del exoesqueleto. Se realizará un análisis posterior de la cinemática inversa con el fin de obtener la configuración que debe tener al final el exoesqueleto, para una posición y orientación del extremo conocidas.

#### 3.3.1 Cinemática inversa

Aplicando la cinemática inversa se logrará determinar ángulos que deben adoptar las diferentes articulaciones y llegue a una posición concreta, para esto se utilizará el diagrama de cuerpo libre descrito en la Figura 75.



**Figura 75. Representación geométrica del robot bípodo**

Fuente: (Guzmán Valdivia, 2010)

Tomando como referencia el eslabón 1 (Fémur)

$$\begin{aligned} x_1 &= L_1 \text{sen } \theta_1 \\ y_1 &= -L_1 \text{cos } \theta_1 \end{aligned} \quad (29)$$

Tomando como referencia el eslabón 2 (Tibia-Peroné)

$$\begin{aligned} x_2 &= -L_2 \text{sen } \theta_2 - \theta_1 \\ y_2 &= -L_2 \text{cos } \theta_2 - \theta_1 \end{aligned} \quad (30)$$

Determinación del punto  $P_x$  y  $P_y$

$$P_x = x_1 + x_2 = L_1 \text{sen } \theta_1 + -L_2 \text{sen } \theta_2 - \theta_1$$

$$P_x = L_1 \sin \theta_1 - L_2 \sin \theta_2 - \theta_1 \quad (31)$$

$$P_y = y_1 + y_2 = -L_1 \cos \theta_1 - L_2 \cos \theta_2 - \theta_1$$

$$P_y = -L_1 \cos \theta_1 - L_2 \cos \theta_2 - \theta_1 \quad (32)$$

Obteniendo la componente hipotenusa del punto  $P_x$  y  $P_y$ , tomando como sistema de referencia el punto  $O_1$ .

$$P_x^2 + P_y^2 = L_1 \sin \theta_1 - L_2 \sin \theta_2 - \theta_1^2 + (-L_1 \cos \theta_1 - L_2 \cos \theta_2 - \theta_1)^2$$

$$P_x^2 + P_y^2 = L_1^2 \sin^2 \theta_1 - 2L_1 L_2 \sin \theta_1 \sin \theta_2 - \theta_1 + L_2^2 \sin^2 \theta_2 - \theta_1$$

$$+ L_1^2 \cos^2 \theta_1 + 2L_1 L_2 \cos \theta_1 \cos \theta_2 - \theta_1 + L_2^2 \cos^2 \theta_2 - \theta_1$$

$$P_x^2 + P_y^2 = L_1^2 \sin^2 \theta_1 + \cos^2 \theta_1 + L_2^2 \sin^2 \theta_2 - \theta_1 + \cos^2 \theta_2 - \theta_1$$

$$+ 2L_1 L_2 \cos \theta_1 \cos \theta_2 - \theta_1 - \sin \theta_1 \sin \theta_2 - \theta_1$$

$$P_x^2 + P_y^2 = L_1^2 + L_2^2 + 2L_1 L_2 \cos \theta_2 \quad (33)$$

Despejamos el ángulo  $\theta_2$

$$\theta_2 = \cos^{-1} \frac{P_x^2 + P_y^2 - L_1^2 - L_2^2}{2L_1 L_2} \quad (34)$$

Si  $\theta_1 = \alpha + \beta$ , entonces

$$\beta = \sin^{-1} \frac{P_x}{r} \quad (35)$$

Siendo  $r = \sqrt{P_x^2 + P_y^2}$

Aplicando ley de cosenos se tiene que:

$$L_2^2 = L_1^2 + P_x^2 + P_y^2 - 2L_1 \sqrt{P_x^2 + P_y^2} \cos \alpha \quad (36)$$

$$\alpha = \cos^{-1} \frac{L_2^2 - L_1^2 - P_x^2 - P_y^2}{-2L_1 \sqrt{P_x^2 + P_y^2}} \quad (37)$$

$$\theta_1 = \cos^{-1} \frac{L_2^2 - L_1^2 - P_x^2 - P_y^2}{-2L_1 \sqrt{P_x^2 + P_y^2}} + \sin^{-1} \frac{P_x}{r} \quad (38)$$

Se tiene los ángulos  $\theta_1$  y  $\theta_2$

$$\theta_1 = \cos^{-1} \frac{L_2^2 - L_1^2 - P_x^2 - P_y^2}{-2L_1 \sqrt{P_x^2 + P_y^2}} + \sin^{-1} \frac{P_x}{r}$$

$$\theta_2 = \cos^{-1} \frac{P_x^2 + P_y^2 - L_1^2 - L_2^2}{2L_1L_2}$$

$$r = \sqrt{P_x^2 + P_y^2}$$
(39)

### 3.3.2 Cinemática directa

Aplicando la metodología de Denavit-Hertenberg, con el cual resulta una matriz de transformación de articulación a articulación, siendo la matriz final una multiplicación de cada una de las matrices, para la aplicación de esta metodología, se utiliza el diagrama de cuerpo libre que se muestra en la Figura 76.

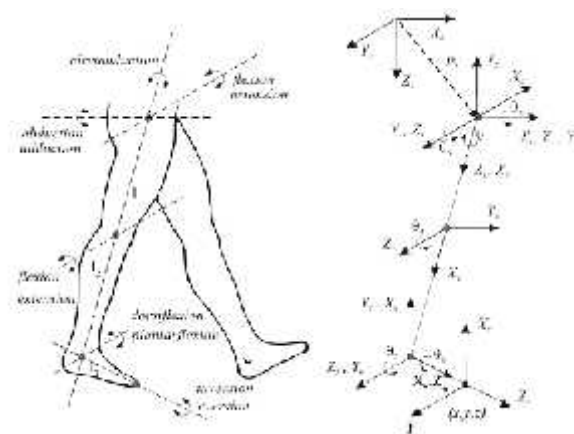


Figura 76. Notación de una pierna humana para aplicación de D-H

Fuente: (Pons, s.f.)

Tabla 10.

Parámetros de D-H

Articulación	$\theta$	d	a	$\alpha$
1	$\theta_1$	0	$L_1$	0
2	$\theta_2$	0	$L_2$	0



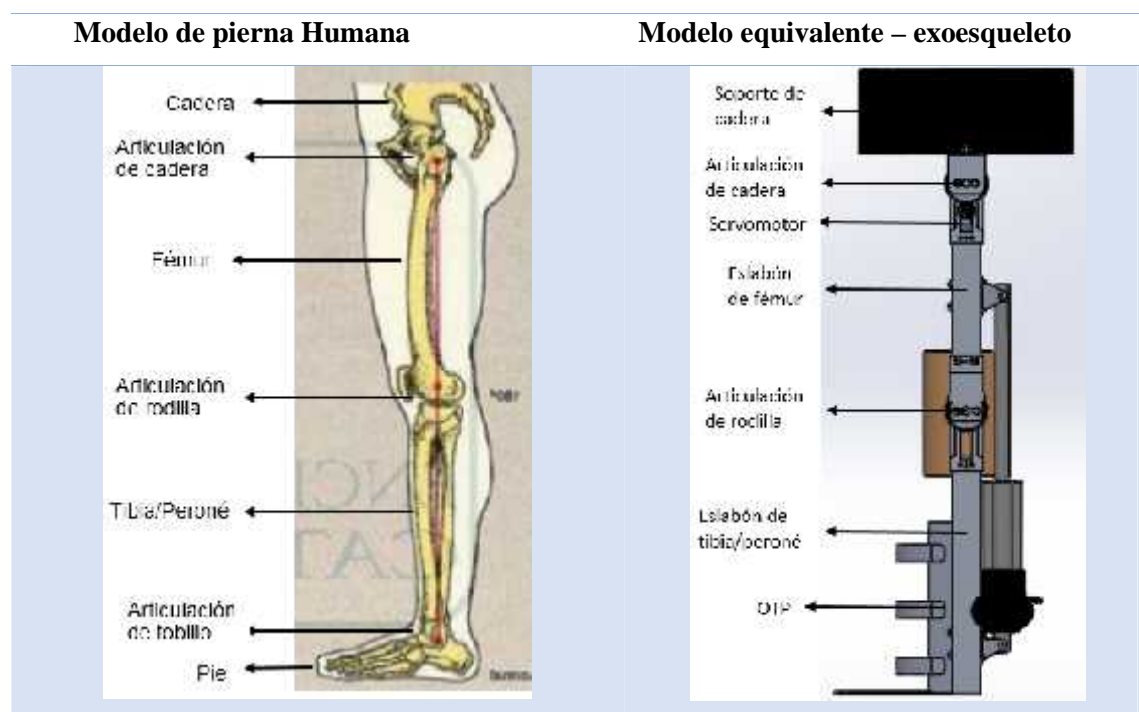


### 3.5 Modelo de la extremidad inferior humano

El modelado del sistema, se lleva a cabo mediante un análisis cinemático y dinámico, para lo cual, se utiliza la analogía de péndulo doble, donde los actuadores del exoesqueleto están ubicados en la articulación de cadera y rodilla

**Tabla 11.**

*Modelo de pierna humana vs. Modelo equivalente - Exoesqueleto*



#### 3.5.1 Modelo de matemático de la pierna

##### 3.5.1.1 Análisis cinemático

En base al modelo mecánico equivalente, y ubicando el punto de referencia en la articulación de la cadera, se definen los desplazamientos de cada uno de los segmentos, que definen el fémur y la tibia-peroné.

- La posición de eslabón 1 se tiene que:

$$\begin{aligned}x_1 &= L_1 \text{sen } \theta_1 \\y_1 &= -L_1 \text{cos } \theta_1\end{aligned}\quad (45)$$

- La posición de eslabón 2 se tiene que:

$$\begin{aligned}x_2 &= x_1 - L_2 \text{sen } \theta_2 - \theta_1 = L_1 \text{sen } \theta_1 - L_2 \text{sen } \theta_2 - \theta_1 \\y_2 &= y_1 - L_2 \text{cos } \theta_2 - \theta_1 = -L_1 \text{cos } \theta_1 - L_2 \text{cos } \theta_2 - \theta_1\end{aligned}\quad (46)$$

- Velocidad el eslabón 1

$$\begin{aligned}v_{x1} &= \dot{x}_1 = L_1 \dot{\theta}_1 \text{cos } \theta_1 \\v_{y1} &= \dot{y}_1 = L_1 \dot{\theta}_1 \text{sen } \theta_1\end{aligned}\quad (47)$$

- Velocidad el eslabón 2

$$\begin{aligned}v_{x2} &= \dot{x}_2 = L_1 \dot{\theta}_1 \text{cos } \theta_1 - L_2 \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1 \text{cos } \theta_2 - \theta_1 \\v_{y2} &= \dot{y}_2 = L_1 \dot{\theta}_1 \text{sen } \theta_1 + L_2 \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1 \text{sen } \theta_2 - \theta_1\end{aligned}\quad (48)$$

- Modulo Velocidad el eslabón 1

$$\begin{aligned}v_1^2 &= v_{x1}^2 + v_{y1}^2 = L_1^2 \dot{\theta}_1^2 \text{cos}^2 \theta_1 + L_1^2 \dot{\theta}_1^2 \text{sen}^2 \theta_1 \\v_1^2 &= L_1^2 \dot{\theta}_1^2 \text{cos}^2 \theta_1 + L_1^2 \dot{\theta}_1^2 \text{sen}^2 \theta_1 = L_1^2 \dot{\theta}_1^2 \text{sen}^2 \theta_1 + \text{cos}^2 \theta_1 \\v_1^2 &= L_1^2 \dot{\theta}_1^2\end{aligned}\quad (49)$$

- Modulo Velocidad el eslabón 2

$$\begin{aligned}v_2^2 &= v_{x2}^2 + v_{y2}^2 \\v_2^2 &= L_1^2 \dot{\theta}_1^2 \text{cos}^2 \theta_1 - 2L_1 L_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1 \text{cos } \theta_2 - \theta_1^2 \\&\quad + L_1^2 \dot{\theta}_1^2 \text{sen}^2 \theta_1 + L_2^2 \dot{\theta}_2^2 - \dot{\theta}_1 \text{sen } \theta_2 - \theta_1^2 \\v_2^2 &= L_1^2 \dot{\theta}_1^2 \text{cos}^2 \theta_1 - 2L_1 L_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1 \text{cos } \theta_1 \text{cos } \theta_2 - \theta_1 \\&\quad + L_2^2 \dot{\theta}_2^2 - \dot{\theta}_1^2 \text{cos}^2 \theta_2 - \theta_1 + L_1^2 \dot{\theta}_1^2 \text{sen}^2 \theta_1 \\&\quad + 2L_1 L_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1 \text{sen } \theta_1 \text{sen } \theta_2 - \theta_1 + L_2^2 \dot{\theta}_2^2 - \dot{\theta}_1^2 \text{sen}^2 \theta_2 - \theta_1 \\v_2^2 &= L_1^2 \dot{\theta}_1^2 (\text{cos}^2 \theta_1 + \text{sen}^2 \theta_1) + L_2^2 \dot{\theta}_2^2 - \dot{\theta}_1^2 \text{cos}^2 \theta_2 - \theta_1 + \text{sen}^2 \theta_2 - \theta_1 \\&\quad - 2L_1 L_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1 \text{cos } \theta_1 \text{cos } \theta_2 - \theta_1 - \text{sen } \theta_1 \text{sen } \theta_2 - \theta_1 \\v_2^2 &= L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + L_2^2 \dot{\theta}_2^2 - 2L_1 L_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1 \text{cos } \theta_1 + \theta_2 - \theta_1 \\v_2^2 &= L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + L_2^2 \dot{\theta}_2^2 - 2L_1 L_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1 \text{cos } \theta_2\end{aligned}\quad (50)$$

### 3.5.1.2 Análisis dinámico

El desarrollo del análisis dinámico, se lleva a cabo a través del cálculo del desplazamiento, la velocidad y el momento de inercia sobre el centro de masa de cada uno de los eslabones, dado que toda energía que intervienen en el Lagrangiano se localiza en el centro de masa.

- Posición del centro de masa del eslabón 1 se tiene que:

$$\begin{aligned}x_{CM1} &= \frac{L_1}{2} \text{sen } \theta_1 \\y_{CM1} &= -\frac{L_1}{2} \text{cos } \theta_1\end{aligned}\quad (51)$$

- La posición del centro de masa del eslabón 2 se tiene que:

$$\begin{aligned}x_{CM2} &= x_1 - \frac{L_2}{2} \text{sen } \theta_2 - \theta_1 = L_1 \text{sen } \theta_1 - \frac{L_2}{2} \text{sen } \theta_2 - \theta_1 \\y_{CM2} &= y_1 - \frac{L_2}{2} \text{cos } \theta_2 - \theta_1 = -L_1 \text{cos } \theta_1 - \frac{L_2}{2} \text{cos } \theta_2 - \theta_1\end{aligned}\quad (52)$$

- Velocidad el eslabón 1

$$\begin{aligned}v_{CMx1} &= \dot{x}_{CM1} = \frac{L_1}{2} \dot{\theta}_1 \text{cos } \theta_1 \\v_{CMy1} &= \dot{y}_{CM1} = \frac{L_1}{2} \dot{\theta}_1 \text{sen } \theta_1 \\v_{CM1}^2 &= v_{CMx1}^2 + v_{CMy1}^2 \\v_{CM1}^2 &= \frac{L_1}{2} \dot{\theta}_1 \text{cos } \theta_1^2 + \frac{L_1}{2} \dot{\theta}_1 \text{sen } \theta_1^2 \\v_{CM1}^2 &= \frac{L_1^2 \dot{\theta}_1^2}{4}\end{aligned}\quad (53)$$

- Velocidad el eslabón 2

$$\begin{aligned}v_{CMx2} &= \dot{x}_{CM2} = L_1 \dot{\theta}_1 \text{cos } \theta_1 - \frac{L_2}{2} \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1 \text{cos } \theta_2 - \theta_1 \\v_{CMy2} &= \dot{y}_{CM2} = L_1 \dot{\theta}_1 \text{sen } \theta_1 + \frac{L_2}{2} \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1 \text{sen } \theta_2 - \theta_1 \\v_{CM2}^2 &= v_{CMx2}^2 + v_{CMy2}^2\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
v_{CM2}^2 &= L_1 \dot{\theta}_1 \cos \theta_1 - \frac{L_2}{2} \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1 \cos \theta_2 - \theta_1^2 \\
&\quad + L_1 \dot{\theta}_1 \sin \theta_1 + \frac{L_2}{2} \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1 \sin \theta_2 - \theta_1^2 \\
v_{CM2}^2 &= L_1^2 \dot{\theta}_1^2 \cos^2 \theta_1 - 2L_1 \frac{L_2}{2} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1 \cos \theta_1 \cos \theta_2 - \theta_1 \\
&\quad + \frac{L_2^2}{4} \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1^2 \cos^2 \theta_2 - \theta_1 + L_1^2 \dot{\theta}_1^2 \sin^2 \theta_1 \\
&\quad + 2L_1 \frac{L_2}{2} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1 \sin \theta_1 \sin \theta_2 - \theta_1 \\
&\quad + \frac{L_2^2}{4} \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1^2 \sin^2 \theta_2 - \theta_1 \\
v_{CM2}^2 &= L_1^2 \dot{\theta}_1^2 (\cos^2 \theta_1 + \sin^2 \theta_1) + \frac{L_2^2}{4} \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1^2 \cos^2 \theta_2 - \theta_1 + \sin^2 \theta_2 - \theta_1 \\
&\quad - L_1 L_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1 \cos \theta_1 \cos \theta_2 - \theta_1 - \sin \theta_1 \sin \theta_2 - \theta_1 \\
v_{CM2}^2 &= L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{L_2^2}{4} \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1^2 - L_1 L_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1 \cos \theta_2 \quad (54)
\end{aligned}$$

### 3.5.1.3 Momento de inercia

Debido a que los segmentos de cuerpo humano no giran alrededor de su propio centro de masa, sino más bien sobre cada una de las articulaciones ubicada en los extremos; para el cálculo del momento de inercia, se utiliza el teorema de ejes paralelos conjuntamente con las dimensiones de segmentos del cuerpo humano y las masas correspondientes a las secciones de interés.

$$\begin{aligned}
I &= \frac{m}{2} x - \rho_0^2 + \frac{m}{2} x + \rho_0^2 \\
I &= m\rho_0^2 + mx^2 \\
I &= I_0 + mx^2
\end{aligned}$$

Donde:

$I_0$  = Momento de inercia sobre el centro de masa

$x$  = Distancia entre el centro de masa y el centro de rotación

$M$  = Masa del segmento

La dinámica del sistema utiliza las ecuaciones de Lagrange, el cual está definido como la diferencia de la energía cinética y potencial del sistema.

El Lagrangiano es:

$$L = K - U \quad (55)$$

**Donde:**

$K$  = Energía cinética total (traslacional y rotacional)

$U$  = Energía potencial del sistema

Utilizando la ecuación de movimiento de Euler – Lagrange que se define como:

$$Q_k = \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_k} - \frac{\partial L}{\partial q_k} \quad (56)$$

**Donde:**

$k$  = Es el grado de libertad del sistema

$q_k$  = Coordenadas generalizadas

$Q_k$  = Fuerzas que actúan externamente

Para el modelado del sistema de péndulo doble, se realiza las siguientes consideraciones:

- Coordenadas generalizadas  $\theta_1$  y  $\theta_2$
- Fuerzas externas  $\tau_1$  y  $\tau_2$  (Torque de articulación de cadera y rodilla respectivamente)

### 3.5.1.4 Energía cinética del sistema

Para obtener la energía cinética total del cuerpo, se debe tomar en cuenta dos tipos de movimientos existentes traslación y rotación. Describiéndose la energía cinética total como:

$$K = \frac{1}{2} m v_{CM}^2 + \frac{1}{2} I_{CM} \dot{\theta}^2 \quad (57)$$

**Donde:**

$m$  = Masa del segmento

$v_{CM}$  = Velocidad lineal del centro de masa

$I_{CM}$  = Inercia sobre el centro de masa

$\dot{\theta}$  = Velocidad angular del cuerpo

- Energía cinética total del segmento 1

$$K_1 = \frac{1}{2} m_1 v_{CM1}^2 + \frac{1}{2} I_{CM1} \dot{\theta}_1^2$$

$$K_1 = \frac{1}{2} m_1 \frac{L_1^2 \dot{\theta}_1^2}{4} + \frac{1}{2} I_{CM1} \dot{\theta}_1^2$$
(58)

- Energía cinética total del segmento 2

$$K_2 = \frac{1}{2} m_2 v_{CM2}^2 + \frac{1}{2} I_{CM2} \dot{\theta}_2^2$$

$$K_1 = \frac{1}{2} m_2 \left[ L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{L_2^2}{4} (\dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1)^2 \right.$$

$$\left. - L_1 L_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 + \frac{1}{2} I_{CM2} \dot{\theta}_2^2 \right]$$
(59)

- La energía cinética total del sistema es:

$$K = K_1 + K_2$$

$$K = \frac{1}{2} m_1 \frac{L_1^2 \dot{\theta}_1^2}{4} + \frac{1}{2} I_{CM1} \dot{\theta}_1^2$$

$$+ \frac{1}{2} m_2 \left[ L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{L_2^2}{4} (\dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1)^2 \right.$$

$$\left. - L_1 L_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 + \frac{1}{2} I_{CM2} \dot{\theta}_2^2 \right]$$
(60)

### 3.5.1.5 Energía potencial del sistema

La energía potencial del sistema se define como

$$U = mg\bar{z}$$
(61)

**Donde:**

$m$  = Masa del segmento

$g$  = Aceleración de la gravedad  $9,8 \text{ m/s}^2$

$\bar{z}$  = Altura donde se encuentra el cuerpo (altura hasta el centro de masa)

- Energía potencial del eslabón 1

$$U_1 = m_1 g y_{CM1} = -m_1 g \frac{L_1}{2} \cos \theta_1 \quad (62)$$

- Energía potencial del eslabón 2

$$\begin{aligned} U_2 &= m_2 g y_{CM2} = m_2 g \left( -L_1 \cos \theta_1 - \frac{L_2}{2} \cos \theta_2 - \theta_1 \right) \\ U_2 &= m_2 g \left( -L_1 \cos \theta_1 - \frac{L_2}{2} \cos \theta_2 \cos \theta_1 + \text{sen } \theta_2 \text{ sen } \theta_1 \right) \\ U_2 &= -m_2 g L_1 \cos \theta_1 - \frac{m_2 g L_2}{2} \cos \theta_2 \cos \theta_1 \\ &\quad - \frac{m_2 g L_2}{2} \text{sen } \theta_2 \text{ sen } \theta_1 \end{aligned} \quad (63)$$

- La energía potencia del sistema es:

$$\begin{aligned} U &= U_1 + U_2 \\ U &= -\frac{m_1 g L_1}{2} \sin \theta_1 - m_2 g L_1 \sin \theta_1 + \frac{m_2 g L_2}{2} \sin \theta_2 \cos \theta_1 \\ &\quad - \frac{m_2 g L_2}{2} \text{sen } \theta_1 \cos \theta_2 \end{aligned} \quad (64)$$

- El Lagrangiano es:

$$\begin{aligned} L &= K - U \\ L &= \frac{1}{8} m_1 L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} I_{CM1} \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{8} m_2 L_2^2 \dot{\theta}_2^2 - \frac{1}{4} m_2 L_2^2 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_1 \\ &\quad + \frac{1}{4} m_2 L_2^2 \dot{\theta}_1^2 - \frac{1}{2} m_2 L_1 L_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos \theta_1 \\ &\quad + \frac{1}{2} m_2 L_1 L_2 \dot{\theta}_1^2 \cos \theta_2 + \frac{1}{2} I_{CM2} \dot{\theta}_2^2 + \frac{1}{2} m_1 g L_1 \sin \theta_1 \\ &\quad + m_2 g L_1 \sin \theta_1 - \frac{1}{2} m_2 g L_2 \sin \theta_2 \cos \theta_1 \\ &\quad + \frac{1}{2} m_2 g L_2 \sin \theta_1 \cos \theta_2 \end{aligned} \quad (65)$$

Teniendo la ecuación del Lagrangiano, se usa la ecuación de movimiento de Lagrange, para determinar el torque que actúa externamente en cada articulación.

$$\begin{aligned}\tau_1 &= \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} - \frac{\partial L}{\partial \theta_1} \\ \tau_2 &= \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} - \frac{\partial L}{\partial \theta_2}\end{aligned}\quad (66)$$

- Calculo en la primera coordenada generalizada

$$\begin{aligned}\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} &= 2 \frac{1}{8} m_1 L_1^2 + \frac{1}{2} I_{CM} + \frac{1}{2} m_2 L_1^2 \dot{\theta}_1 - \frac{1}{4} m_2 L_2^2 \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1 \\ &\quad - \frac{1}{2} m_2 L_1 L_2 \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 + m_2 L_1 L_2 \dot{\theta}_1 \cos \theta_2 \\ \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} &= 2 \frac{1}{8} m_1 L_1^2 + \frac{1}{2} I_{CM} + \frac{1}{2} m_2 L_1^2 \ddot{\theta}_1 \\ &\quad - \frac{1}{4} m_2 L_2^2 \ddot{\theta}_2 - \ddot{\theta}_1 \\ &\quad - \frac{1}{2} m_2 L_1 L_2 \ddot{\theta}_2 \cos \theta_2 - \dot{\theta}_2^2 \operatorname{sen} \theta_2 \\ &\quad + m_2 L_1 L_2 \ddot{\theta}_1 \cos \theta_2 - \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_1 \operatorname{sen} \theta_2 \\ \frac{\partial L}{\partial \theta_1} &= - \frac{m_1 g L_1}{2} \sin \theta_1 - m_2 g L_1 \sin \theta_1 - \frac{m_2 g L_2}{2} \cos \theta_2 \sin \theta_1 \\ &\quad + \frac{m_2 g L_2}{2} \sin \theta_2 \cos \theta_1 \\ \tau_1 &= 2 \frac{1}{8} m_1 L_1^2 + \frac{1}{2} I_{CM} + \frac{1}{2} m_2 L_1^2 \ddot{\theta}_1 - \frac{1}{4} m_2 L_2^2 \ddot{\theta}_2 - \ddot{\theta}_1 \\ &\quad - \frac{1}{2} m_2 L_1 L_2 \ddot{\theta}_2 \cos \theta_2 - \dot{\theta}_2^2 \operatorname{sen} \theta_2 \\ &\quad + m_2 L_1 L_2 \ddot{\theta}_1 \cos \theta_2 - \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_1 \operatorname{sen} \theta_2 \\ &\quad + \frac{m_1 g L_1}{2} \sin \theta_1 + m_2 g L_1 \sin \theta_1 \\ &\quad - \frac{m_2 g L_2}{2} \cos \theta_2 \sin \theta_1 - \frac{m_2 g L_2}{2} \sin \theta_2 \cos \theta_1\end{aligned}\quad (67)$$



- Cálculo en la segunda coordenada generalizada

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} &= \frac{1}{4} m_2 L_2^2 \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1 - \frac{1}{2} m_2 L_1 L_2 \dot{\theta}_1 \cos \theta_2 + I_{CM2} \dot{\theta}_2 \\
 \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} &= \frac{1}{4} m_2 L_2^2 \ddot{\theta}_2 - \ddot{\theta}_1 + I_{CM2} \ddot{\theta}_2 - \frac{1}{2} m_2 L_1 L_2 \ddot{\theta}_1 \cos \theta_2 \\
 &\quad + \frac{1}{2} m_2 L_1 L_2 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_1 \sin \theta_2 \\
 \frac{\partial L}{\partial \theta_1} &= \frac{1}{2} m_2 L_1 L_2 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_1 \sin \theta_2 - \frac{1}{2} m_2 L_1 L_2 \dot{\theta}_1^2 \sin \theta_2 \\
 &\quad - \frac{m_2 g L_2}{2} \sin \theta_2 \cos \theta_1 + \frac{m_2 g L_2}{2} \cos \theta_2 \sin \theta_1 \\
 \tau_2 &= \frac{1}{4} m_2 L_2^2 \ddot{\theta}_2 - \ddot{\theta}_1 + I_{CM2} \ddot{\theta}_2 - \frac{1}{2} m_2 L_1 L_2 \ddot{\theta}_1 \cos \theta_2 \\
 &\quad + \frac{1}{2} m_2 L_1 L_2 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_1 \sin \theta_2 - \frac{1}{2} m_2 L_1 L_2 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_1 \sin \theta_2 \\
 &\quad + \frac{1}{2} m_2 L_1 L_2 \dot{\theta}_1^2 \sin \theta_2 + \frac{m_2 g L_2}{2} \sin \theta_2 \cos \theta_1 \\
 &\quad - \frac{m_2 g L_2}{2} \cos \theta_2 \sin \theta_1
 \end{aligned} \tag{68}$$

## CAPÍTULO IV

### DISEÑO DEL EXOESQUELETO

El presente capítulo tendrá como objetivo, realizar la identificación del diseño conceptual del exoesqueleto con sus requisitos y arquitectura, el diseño mecánico detallado del exoesqueleto con la selección de actuadores y materiales para la construcción, así como el diseño electrónico y elementos de control.

#### 4.1 Diseño conceptual del exoesqueleto

Se plantea la realización del diseño conceptual del prototipo de exoesqueleto para miembros inferiores, el cual surge del concepto propio de exoesqueleto. Basados en este detalle, se realiza el desarrollo de la arquitectura general del prototipo de exoesqueleto y la descripción de la normatividad a implementar, presentando en la Tabla 12.

**Tabla 12.**

***Requerimientos del prototipo de exoesqueleto***

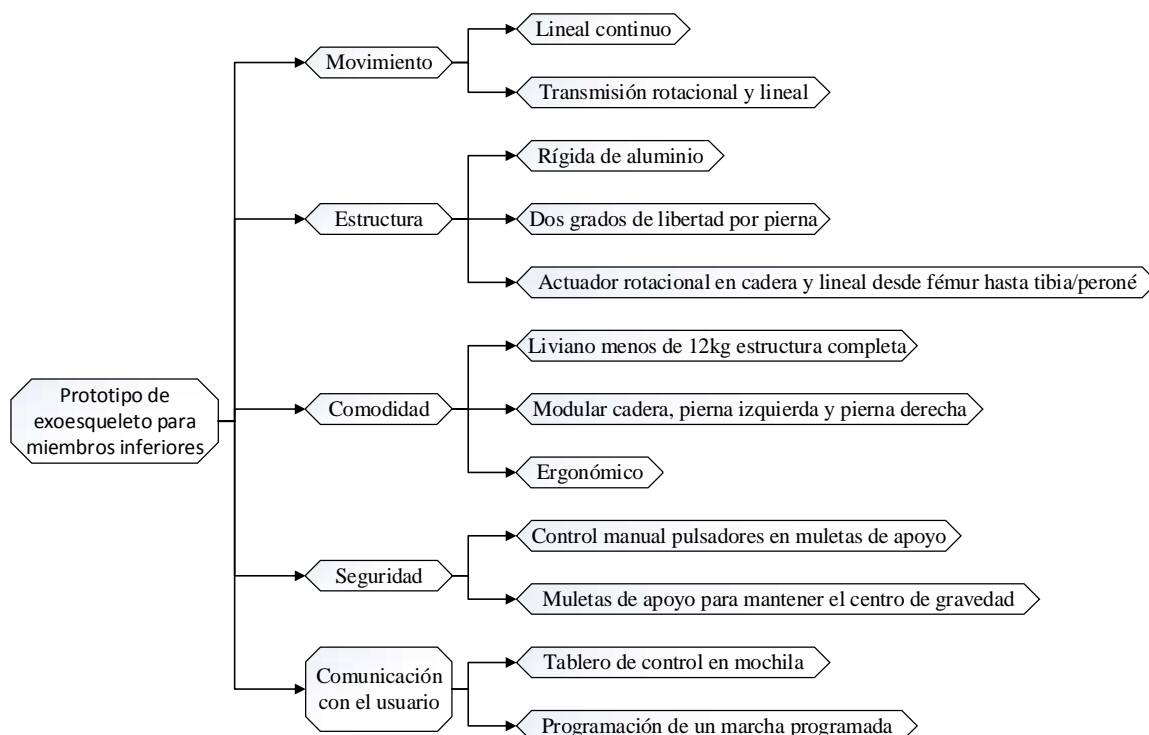
	<b>Requerimientos</b>
<b>Diseño mecánico</b>	Material ligero
	Resistente a la rotura
	Resistente a la corrosión
	No debe lesionar ningún músculo
<b>Diseño electrónico</b>	Sistema electrónico programable
	Seguridad de conexiones
<b>Ergonomía</b>	De fácil colocación y uso
	El usuario debe sentirse cómodo

#### 4.1.1 Arquitectura del prototipo de exoesqueleto para miembros inferiores

Se realiza un diagrama de descripción de la arquitectura del prototipo describiendo, características más importantes del exoesqueleto (ver Figura 77). Este diagrama, define las actividades que se lleva a cabo en el desarrollo del proyecto.

Las características importantes del prototipo se describen a continuación:

- El movimiento del exoesqueleto debe ser un movimiento fiable, realizados bajo una transmisión de rotación mecánica en la articulación de cadera y rodilla.
- La estructura del prototipo de exoesqueleto debe ser un diseño rígido y diseñado para acoplar los sensores, actuadores, sistema de control y otros elementos que conforman todo el sistema.
- Para el usuario, es primordial el peso del prototipo y la comodidad del dispositivo acoplado en su extremidad inferior, bajo esta premisa, se busca desarrollar el sistema relativamente liviano, con una ortesis tobillo-pie (OTP), con sujetadores bajo el muslo de riatas ajustables a su extremidad.
- Para este prototipo de exoesqueleto, se considera de importancia la seguridad del usuario, permitiendo que el prototipo tenga un control manual, que permita empezar la marcha en el instante que desee, además se cuenta con muletas de apoyo para mantener el centro de gravedad, limitando al equipo a presentar falsos inicios de marcha.
- El prototipo de exoesqueleto posee una comunicación con el tablero de control mediante la utilización de pulsadores de inicialización de proceso de levantamiento y puesta en marcha, el sistema de control se encuentra contenido en una mochila liviana que puede ser llevada por el usuario.



**Figura 77. Características importantes del prototipo de exoesqueleto**

#### 4.1.2 Normas empleadas

La norma a seguir sobre las especificaciones técnicas, para el diseño y construcción del prototipo de exoesqueleto está basada en la Norma Técnica Ecuatoriana NTE INEN-ISO 22523, bajo el título “Prótesis de miembros externos y ortesis externas Requisitos y métodos de ensayo (ISO 22523:2006, IDT)”.

#### 4.2 Diseño detallado mecánico del exoesqueleto

Para el diseño del prototipo de exoesqueleto para miembros inferiores, se parte del conocimiento de los datos antropométricos del sujeto de prueba, para determinar estos datos se hace uso de la Figura 14 y la Tabla 4, datos que son usados artículos científicos detallados en el CAPÍTULO II.

#### 4.2.1 Cálculo de datos antropométricos del sujeto de prueba

Para el cálculo de los datos antropométricos se requiere de datos de masa corporal y estatura total del sujeto de prueba, como se muestra en la Tabla 13.

**Tabla 13.**

##### *Datos antropométricos del sujeto de prueba*

Edad: 26 años			
Sexo: Masculino			
<b>Estatura total</b>	166,00 cm	<b>Masa corporal total</b>	64,00 kg
<b>Fémur (I1)</b>	40,67 cm	<b>Masa del fémur (m1)</b>	6,40 kg
<b>Tibia/Peroné (I2)</b>	40,83 cm	<b>Masa de tibia/peroné (m2)</b>	2,97 kg
<b>Altura al tobillo</b>	6,47 cm	<b>Masa del pie</b>	0,92 kg
<b>Largo del pie</b>	25,23 cm	<b>Masa total de la pierna</b>	10,30 kg
<b>Ancho del pie</b>	9,13 cm	<b>Masa del tronco</b>	31,80 kg

#### 4.2.2 Determinación de torques

Para la determinación de torques, se utiliza las ecuaciones 67 y 68 obtenidas del análisis dinámico del sistema del exoesqueleto conjuntamente con los datos antropométricos dados en la Tabla 13.

$$\theta_1 = 20^\circ \frac{\pi}{9} \text{ rad} \text{ y } \theta_2 = 15^\circ \frac{\pi}{12} \text{ rad}$$

$$\dot{\theta}_1 = 0 \text{ rad/s} \text{ y } \dot{\theta}_2 = 0 \text{ rad/s}$$

$$\ddot{\theta}_1 = 0 \text{ rad/s}^2 \text{ y } \ddot{\theta}_2 = 0 \text{ rad/s}^2$$

$$m_1 = 6,4 \text{ kg} \text{ y } m_2 = 2,98 \text{ kg}$$

$$l_1 = 0,407 \text{ m} \text{ y } l_2 = 0,408 \text{ m}$$

Reemplazando los valores en la ecuación 67

$$\tau_1 = \frac{6,4}{2} \frac{9,81}{2} \frac{0,407}{2} \sin \frac{\pi}{9} + 2,98 \frac{9,81}{2} \frac{0,407}{2} \sin \frac{4\pi}{9} - \frac{2,98}{2} \frac{9,81}{2} \frac{0,408}{2} \cos \frac{\pi}{12} \sin \frac{\pi}{9} - \frac{2,98}{2} \frac{9,81}{2} \frac{0,408}{2} \sin \frac{\pi}{12} \cos \frac{\pi}{9} = 5 \text{ Nm}$$

Reemplazando los valores en la ecuación 68

$$\tau_2 = \frac{2,98}{2} \frac{9,81}{2} \frac{0,408}{2} \sin \frac{\pi}{9} \cos \frac{\pi}{12} - \frac{2,98}{2} \frac{9,81}{2} \frac{0,408}{2} \cos \frac{\pi}{9} \sin \frac{\pi}{12} = 0,52 \text{ Nm}$$

### 4.2.3 Caracterización de actuadores

Se describe en la Tabla 14, las características de actuadores que se consideran para una posterior selección del actuador de la articulación de cadera; se realiza una comparación de características como dimensión, peso, torque, alimentación, precio entre otras características que son de gran importancia debido a que se tomaran en cuenta para una posterior selección, para lo cual, el actuador seleccionado debe adaptarse a las necesidades físicas y mecánicas de la estructura del exoesqueleto.

**Tabla 14.**

*Características de actuadores*

Actuadores						
	Motor DC		Servo Motor		Motor Paso a Paso	
<b>Dimensiones</b>	Largo de motor	40 mm	largo	40,3mm	largo de motor	34mm
	Diámetro de motor	27,40mm	ancho	20,2mm	Ancho y Alto	42mm
	Largo caja reductora	25mm	alto	45mm	largo de caja reductora	31mm
	<b>Continua</b>					

	Diámetro caja reductora	31,50m m	Diámetro de eje	5mm	Diámetro de caja reductora	36mm
	Largo de eje de motor	36,80m	Largo de eje	5mm	Diámetro de eje	8mm
	Diámetro de eje	6mm			largo del eje	18mm
<b>Peso</b>	180 gr		79 gr		350 gr	
<b>Velocidad</b>	12V – 200 rpm		4.8 V - 50 rpm		-----	
			6 V - 62,5 rpm			
<b>Torque</b>	12v – 32 kg-cm		4.8 V - 30 kg-cm		12V – 55 kg-cm	
			6 V - 36 kg-cm			
<b>Engranajes</b>	Acero		Aluminio		Acero	
<b>Material de carcasa</b>	Acero		Aluminio		Acero	
<b>Frecuencia</b>	---		250 - 333Hz		---	
<b>Ancho de pulso frecuencia</b>	---		1520		---	
<b>Controlador incluido</b>	Control de velocidad por UART, I2C		PWM		Pulsos	

(ROBOKITS INDIA, s.f.), (PrimoPal, 2017) (SAVÖX, s.f.)

De acuerdo a las características de la Tabla 14, en comparación con diferentes tipos de actuadores y acorde a los torques calculados, en el análisis dinámico del sistema, para la realización de la marcha bípeda de un sujeto de prueba específico, se elige el Servo Motor SAVÖX, en la Tabla 15, se muestran las características de este actuador.

Este actuador ofrece, un torque de 3.6Nm, con una alimentación de 6V y mediante una transmisión amplificada de potencia, a través de engranajes, se logra obtener un torque total transmitido de 9Nm; este actuador contiene una tarjeta de control, que permite realizar

un control eficiente y su tamaño reducido, permite que se acople en los diseños de articulaciones, el diseño de la estructura del exoesqueleto.

**Tabla 15.**

***Características del actuador SAVÖX***

**SAVOX SA-1230SG**



**Figura 78. Servo Motor SAVÖX**

**Descripción**

- Resolución de 12 bits (4096) y engranajes de acero.
- Súper ligero.
- El motor Coreless proporciona una velocidad extremadamente alta, eficiente y un bajo consumo de energía.
- Los engranajes de acero aseguran vida larga y durabilidad.
- El diseño completo de la carcasa de aluminio permite una temperatura de funcionamiento más fría y suave.

<b>Dimensiones (mm):</b>	40.3x20.2x45.0
<b>Peso (gr):</b>	79
<b>Velocidad (4.8V rpm):</b>	50
<b>Torque(4.8V kg cm):</b>	30
<b>Velocidad (6.0V rpm):</b>	62,5
<b>Torque(6.0V kg cm):</b>	36
<b>Engranés:</b>	Metal único
<b>Carcasa:</b>	Full Aluminio
<b>Frecuencia:</b>	250-333hz
<b>Ancho de pulso frecuencia</b>	1520

Fuente: (SAVÖX, s.f.)



#### **4.2.4 Caracterización de materiales para la estructura**

Para la correcta caracterización del material a utilizar para construcción de la estructura del prototipo, se debe tomar en cuenta requisitos, que son detallados en la norma (Instituto Ecuatoriano de Normalización (INEN), 2014).

##### **Inflamabilidad y toxicidad de los materiales**

En la fabricación del prototipo de exoesqueleto, se debe utilizar materiales que reduzcan al mínimo el riesgo de propagación de llamas o de producción de gases tóxicos, condiciones que son de particular importancia, principalmente por las limitaciones físicas de las personas a las cuales va enfocado el presente proyecto. (Instituto Ecuatoriano de Normalización (INEN), 2014)

##### **Biocompatibilidad, contaminantes y residuos**

Una evaluación adecuada de la biocompatibilidad, es indispensable considerando que los materiales a utilizar deben encontrarse en contacto con el cuerpo humano, además de considerar factores como, el cuidado del usuario, el transporte y almacenaje del prototipo; por tanto cada uno de los materiales empleados en la fabricación deben evitar que el usuario quede expuesto a citotoxicidad, irritación y sensibilización. (Instituto Ecuatoriano de Normalización (INEN), 2014)

##### **Resistencia a la corrosión y a la degradación**

Es imprescindible que el material utilizado para la fabricación del exoesqueleto, sea resistente a la corrosión y/o degradación, asegurando el cuidado y bienestar del usuario y acompañante. (Instituto Ecuatoriano de Normalización (INEN), 2014). Bajo estas

especificaciones, se detallan las características de materiales que pueden ser usados para el diseño y construcción del prototipo de exoesqueleto.

El proceso de selección de materiales se debe llevar a cabo de manera minuciosa seleccionando los materiales idóneos y descartando los materiales, cuyas características no se encuentran acordes a los requerimientos. Dichos materiales son detallados en la Tabla 16.

**Tabla 16.**

*Características de materiales para la estructura del exoesqueleto*

	<b>Aluminio</b>	<b>Acero inoxidable</b>	<b>Fibra de carbono</b>	<b>Fibra de vidrio</b>
<b>Resistencia a la tracción (MPa)</b>	230 – 570	460 – 860	3800	3400
<b>Elasticidad (GPa)</b>	66,6	210	70	72
<b>Densidad (kg/cm<sup>3</sup>)</b>	2700	7960	1390	2580
<b>Pto. fusión °C</b>	660	1370 – 1400		840
<b>Conductividad térmica (Wm<sup>-1</sup>K<sup>-1</sup>)</b>	235	16,3	---	0,03 – 0,07
<b>Módulo Poisson</b>	0,35	0,31	0,3	0,3
<b>Toxico</b>	NO	NO	NO	NO
<b>Resistente a la corrosión</b>	SI	SI	SI	SI
<b>Mecanizado</b>	Fácil	Difícil	Difícil	Difícil
<b>Costo</b>	Barato	Caro	Caro	Caro

El aluminio presenta una alta resistencia a la tracción, baja densidad, fácil maquinado, económicamente y resistente a la corrosión, haciendo que sea el material elegido para la construcción del prototipo.

El acero inoxidable, es un material con alta resistencia a la tracción, pero con una elevada densidad, siendo esta última característica una limitación, debido a su elevado peso para el diseño del prototipo.

La fibra de carbono y la fibra de vidrio, son materiales que presenta una alta resistencia a la tracción, su densidad hace que estos materiales sean livianos, la complicación de estos materiales, es la dificultad de maquinado representando una adquisición económica elevada.

#### **4.2.5 Diseño de las partes articulares del prototipo**

En el diseño de las partes articulares del prototipo, se requiere de la utilización de tres piezas; como son: el soporte de cadera, articulación (cadera y rodilla) y soporte de rodilla.

##### **4.2.5.1 Diseño de soporte de cadera**

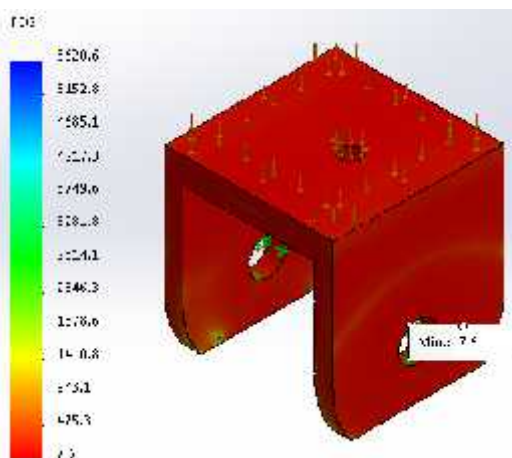
La pieza de soporte de cadera, ha sido construida con aluminio de fundición, con el fin de evitar afectación alguna hacia el usuario, por el permanente contacto del metal con el cuerpo del sujeto de prueba.

Además, esta pieza debe proporcionar el posicionamiento de la articulación de cadera, misma que permitirá realizar el movimiento de rotación de la misma articulación, con ayuda de un eje; para verificar la fiabilidad del diseño se ha sometido a una simulación mediante de un software de CAD donde se muestran los siguientes resultados.

#### **Factor de seguridad.**

Mediante la utilización de un software CAD, se determina el factor de seguridad, para la parte del soporte de articulación de cadera sometido a 526,76 N, obteniendo como

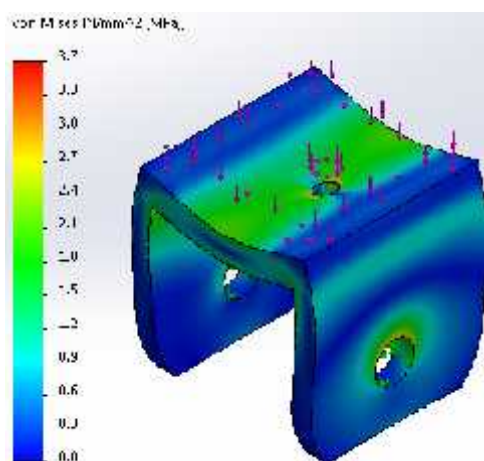
valor mínimo de factor de seguridad de 7,6 este factor de seguridad se detalla en la Figura 79, valor que determina la confiabilidad del soporte ante una carga estática, lo que brinda seguridad de que no va a fallar la geometría empleada en el soporte de cadera.



**Figura 79. Simulación del soporte de cadera – factor de seguridad**

### Combinación de esfuerzos

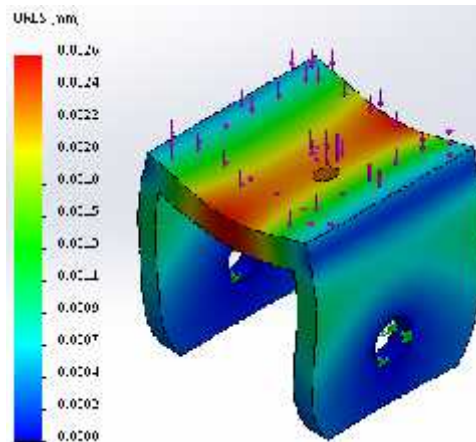
Mediante un análisis de esfuerzos, en la simulación, conforme muestra la Figura 80, se observa que no existen daños, ni fisuras con el material utilizado en la construcción, siendo su esfuerzo último de 3.7 MPa



**Figura 80. Combinación de esfuerzos – soporte de cadera**

### Desplazamiento

Mediante un análisis de desplazamiento, en la simulación conforme la Figura 81, se observa que la mayor deformación es de 0,0026mm, detallada en color rojo, con lo que se evidencia que no existe deformación mayoritaria, haciendo, que el diseño sea resistente y evite en gran medida deformaciones por cargas aplicadas.



**Figura 81. Desplazamiento – Soporte de cadera**

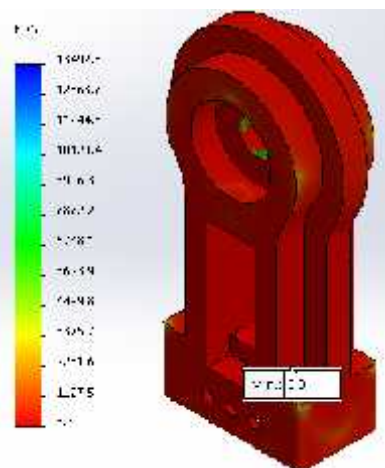
#### **4.2.5.2 Articulación (cadera y rodilla)**

La parte de articulación (cadera y rodilla), ha sido construida con aluminio, a fin de evitar daños a la persona por el contacto del metal con el cuerpo; esta parte permite la rotación de las articulaciones de cadera y rodilla. Para verificar la fiabilidad del diseño, el mismo se ha sometido a una simulación mediante de un software de CAD, donde se muestran los siguientes resultados.

#### **Factor de seguridad.**

La utilización de un software CAD, permite determina el factor de seguridad que brinda la parte de articulación de cadera y rodilla sometidos a una carga de 526,76 N, obteniendo como valor mínimo de factor de seguridad de 3,3, este factor de seguridad se detalla en la Figura 82, valor que determina la seguridad de la parte ante una carga

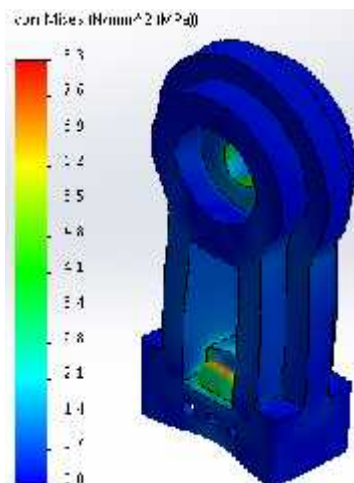
especifica confirmando su total confiabilidad, lo que confirma que la geometría de la parte de la articulación no falla.



**Figura 82. Simulación de articulación (cadera/rodilla) – factor de seguridad**

### Combinación de esfuerzos

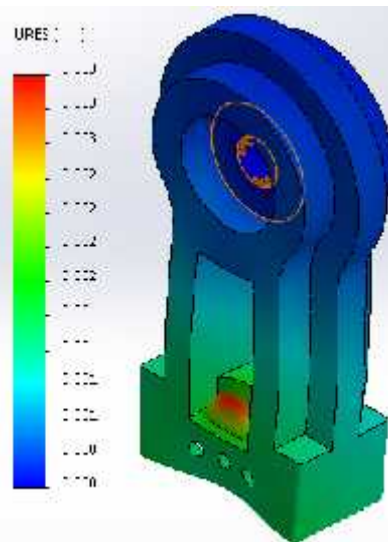
Mediante un análisis de esfuerzos en la simulación, como se muestra en la Figura 83, se observa que no hay daños ni fisuras con el material que se ha construido, siendo su esfuerzo ultimo de 8.3MPa.



**Figura 83. Combinación de esfuerzos – Articulación cadera/rodilla**

## Desplazamiento

Mediante un análisis de desplazamiento en la simulación, como se muestra en la Figura 84, se observa, que la máxima deformación es de 0,003mm, y no existe deformación mayoritaria haciendo que el diseño sea factible en cuanto a deformaciones por cargas aplicadas.



**Figura 84. Desplazamiento – Articulación (cadera/rodilla)**

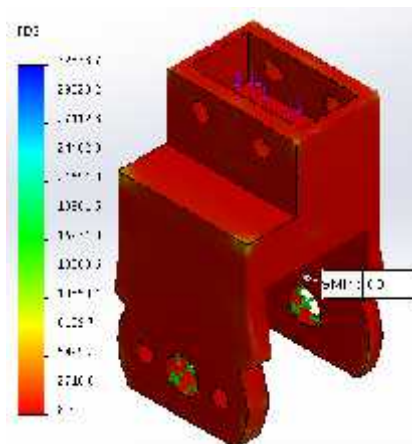
### 4.2.5.3 Soporte de rodilla

La parte de soporte de rodilla, ha sido construida con aluminio, esta parte proporciona la rotación de las articulaciones de rodilla; para verificar la fiabilidad del diseño se ha sometido a una simulación mediante de un software de CAD, donde se muestran los siguientes resultados.

### Factor de seguridad

Mediante la utilización de un software CAD se determina el factor de seguridad para parte de soporte de rodilla sometidos a una carga de 526,76 N, obteniendo como valor mínimo de factor de seguridad de 8,3 este factor de seguridad se detalla en la Figura 85,

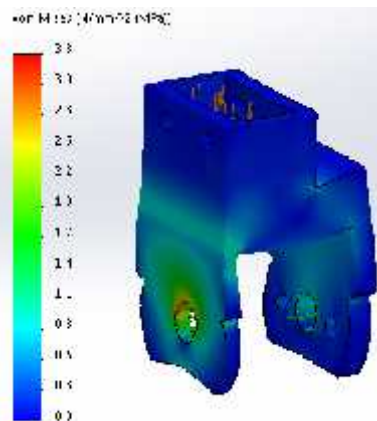
valor que determina la seguridad de la parte ante una carga específica, se asegura que no falla esta geometría de la parte de articulación.



**Figura 85. Simulación de soporte de rodilla – factor de seguridad**

### Combinación de esfuerzos

Mediante un análisis de esfuerzos en la simulación, como se muestra en la Figura 86, se observa que existen esfuerzos en áreas circulares que no podrían generar mayor daño a la parte diseñada, siendo su esfuerzo último de 3.3MPa.

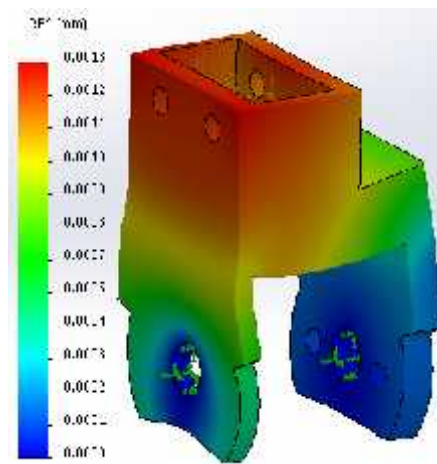


**Figura 86. Combinación de esfuerzos – Soporte rodilla**



## Desplazamiento

Mediante un análisis de desplazamiento en la simulación como se muestra en la Figura 87, se observa que la máxima deformación es de 0,0013mm, y no existe deformación mayoritaria haciendo que el diseño sea factible en cuanto a deformaciones por cargas aplicadas.



**Figura 87. Desplazamiento – Articulación (cadera/rodilla)**

### 4.2.5.4 Diseño de engranes

#### Cálculo de los parámetros de engranes

Módulo  $m=1$

Número de dientes del piñón  $\rightarrow z_p = 28$

Número de dientes de corona  $\rightarrow z_c = 70$

Ángulo de presión  $\alpha = 20^\circ$

Relación de transmisión = 0,4

Determinación del paso diametral

$$P_d = \frac{25,4}{m} \quad (69)$$

$$P_d = \frac{25,4}{1} = 25,4$$

Determinación de paso circular

$$p_c = \frac{\pi}{p_d} \quad (70)$$

$$p_c = \frac{\pi}{25,4} = 0,12 \text{ in} \quad 3,05 \text{ mm}$$

Determinación del paso base

$$p_b = p_c \cos \alpha \quad (71)$$

$$p_b = 0,12 \cos 25 = 0,11 \text{ in} \quad 2,79 \text{ mm}$$

Determinación del diámetro y radio de paso del piñón

$$d_p = \frac{z_p}{p_d} \quad r_p = \frac{d_p}{2} \quad (72)$$

$$d_p = \frac{28}{25,4} = 1,10 \text{ in} \quad 27,94 \text{ mm} \quad r_p = \frac{1,10}{2} = 0,55 \text{ in} \quad 13,97 \text{ mm}$$

Determinación del diámetro y radio de paso de la corona

$$d_c = \frac{z_c}{p_d} \quad r_c = \frac{d_c}{2} \quad (73)$$

$$d_c = \frac{79}{25,4} = 2,76 \text{ in} \quad 70,10 \text{ mm} \quad r_c = \frac{2,76}{2} = 1,38 \text{ in} \quad 35,05 \text{ mm}$$

Determinación de la distancia nominal entre centros

$$C = r_p + r_c \quad (74)$$

$$C = 0,55 + 1,38 = 1,93 \text{ in} \quad 49,02 \text{ mm}$$

Cálculo del factor adendum y dedendum

$$a = \frac{1}{p_d} \quad b = \frac{1,25}{p_d} \quad (75)$$

$$a = \frac{1}{25,4} = 0,04 \text{ in} \quad 1,02 \text{ mm} \quad b = \frac{1,25}{25,4} = 0,05 \text{ in} \quad 1,27 \text{ mm}$$

Cálculo de la profundidad total

$$z_t = a + b \quad (76)$$

$$z_t = 0,04 + 0,05 = 0,09 \text{ in} \quad 2,29 \text{ mm}$$

Cálculo de la holgura

$$c = b - a \quad (77)$$

$$c = 0,05 - 0,04 = 0,01 \text{ in} \quad 0,25 \text{ mm}$$

Cálculo del diámetro exterior de piñón y corona

$$D_{op} = d_p + 2a \quad D_{oc} = d_c + 2a \quad (78)$$

$$D_{op} = 1,10 + 2 \cdot 0,04 = 1,18 \text{ in} \quad 29,97 \text{ mm}$$

$$D_{oc} = 2,76 + 2 \cdot 0,04 = 2,84 \text{ in} \quad 72,14 \text{ mm}$$

Cálculo de la razón de contacto

$$Z = \frac{1}{\sqrt{r_p + a_p^2 - r_p \cos^2 \alpha} + \sqrt{r_c + a_c^2 - r_c \cos^2 \alpha} - C \sin \alpha} \quad (79)$$

$$Z = \frac{1}{\sqrt{0,55 + 0,04^2 - 0,55 \cos^2 25^\circ} + \sqrt{1,38 + 0,04^2 - 1,38 \cos^2 25^\circ} - 1,93 \sin 25^\circ} = 0,17 \text{ in}$$

$$m_p = \frac{Z}{p_b} = \frac{0,17}{0,11} = 1,55$$

**Análisis de carga en el tren de engranes**

Datos de velocidad del servomotor SAVOX

$$w_{\text{piñón}} = w_{\text{servomotor}} = \frac{\pi}{3} \cdot \frac{25 \pi \text{ rad}}{12 \text{ s}} \cdot \frac{60 \text{ s}}{1 \text{ min}} \cdot \frac{1 \text{ rev}}{2 \pi \text{ rad}} = 62,5 \text{ rpm}$$

$$w_{\text{corona}} = \frac{62,5}{1} = 25 \text{ rpm}$$

Datos de torque del servomotor SAVOX

$$T_{\text{piñón}} = T_{\text{servomotor}} = 500 \text{ oz in} = 36 \text{ kg cm} = 31,25 \text{ [lb in]}$$

$$T_{\text{corona}} = 2,50 T_{\text{piñón}} = 2,50 \cdot 31,25 = 78,13 \text{ lb in}$$

Cálculo de carga transmitida (tangencial)

$$W_t = \frac{T_p}{\frac{d_p}{2}} \quad (80)$$

$$W_t = \frac{31,25}{\frac{1,10}{2}} = 56,82 \text{ lb}$$

Cálculo de la componente radial

$$W_r = W_t \cdot \tan \alpha \quad (81)$$

$$W_r = 56,82 \cdot \tan 25^\circ = 26,50 \text{ lb}$$

Carga total

$$W = \frac{W_t}{\cos} \quad (82)$$

$$W = \frac{56,82}{\cos(25)} = 62,69 \text{ lb}$$

Las cargas repetidas

$$W_{t_{media}} = W_{t_{alternante}} = \frac{W_t}{2} = \frac{56,82}{2} = 28,41 \text{ lb} \quad (83)$$

**Determinación de ancho de cara y esfuerzos de flexión (índice de calidad 6)**

$$\sigma_b = \frac{W_t p_d K_a K_m}{F J} K_v K_s K_B K_l \quad (84)$$

$W_t$	<i>carga transmitida</i>	$K_v$	<i>factor dinámico</i>
$p_d$	<i>paso diametral</i>	$K_m$	<i>factor de distribución de carga</i>
$F$	<i>ancho de cara</i>	$K_s$	<i>factor de tamaño</i>
$J$	<i>factor geométrico actualizado</i>	$K_B$	<i>factor de espesor de aro</i>
		$K_l$	<i>factor de engrane loco</i>

Cálculo del ancho de cara

$$\frac{8}{p_d} < F < \frac{16}{p_d} \quad (85)$$

$$F = \frac{10}{25,4} = 0,394 \text{ in} \quad 10,008 \text{ mm}$$

Cálculo del factor de carga y fuentes uniformes  $K_a = 1$

Cálculo del factor de distribución de carga se lo puede calcular basados en la

**Tabla 17**, con relación al ancho de cara calculado, como el ancho de cara es menor a 50mm el factor de distribución es de  $K_m = 1,6$

**Tabla 17.****Factores de distribución de carga**

Ancho de cara in (mm)	$K_m$
<2 (50)	1.6
6 (150)	1.7
9 (250)	1.8
$\geq 20$ (500)	2.0

**Fuente:** (Norton, 2011)

Cálculo del factor de velocidad con base al índice de calidad 6.

$$V_t = \frac{d_p}{2} w_p \quad (86)$$

$$V_t = \frac{1,10}{2 \cdot 12} 62,5 \cdot 2\pi = 18 \frac{ft}{min}$$

$$B = \frac{12 - Q_v^{0,25}}{4} \quad (87)$$

$$B = \frac{12 - 6^{0,25}}{4} = 0,83$$

$$A = 50 + 56 \cdot 1 - B \quad (88)$$

$$A = 50 + 56 \cdot 1 - 0,83 = 59,52$$

$$K_v = \frac{A}{A + \frac{B}{V_t}} = \frac{59,52}{59,52 + \frac{0,83}{18}} = 0,94 \quad (89)$$

Cálculo del factor de tamaño

$$K_s = 1$$

Cálculo del factor de aro

$$K_B = 1$$

Cálculo del factor de engrane loco

$$K_t = 1$$

Cálculo del factor geométrico de flexión J para 25° y 14 dientes del piñón 35 dientes de la corona, según la

Tabla 18, el factor geométrico es de  $J_{\text{piñón}} = 0,34$

**Tabla 18.**

**Factor geométrico para flexión**

Dientes en el engrane	Dientes en el piñón															
	12		14		17		21		26		35		45		135	
	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G	P	G
12	L	U														
14	L	U	0,33	0,33												
17	L	U	0,34	0,36	0,36	0,35										
21	L	U	0,34	0,39	0,36	0,39	0,39	0,39								
26	L	U	0,34	0,41	0,37	0,42	0,40	0,42	0,44	0,45						
35	L	U	0,31	0,41	0,37	0,45	0,40	0,45	0,43	0,46	0,46	0,46				
45	L	U	0,31	0,47	0,38	0,48	0,41	0,49	0,41	0,49	0,47	0,50	0,51	0,51		
135	L	U	0,35	0,57	0,38	0,52	0,44	0,55	0,45	0,55	0,48	0,54	0,54	0,56	0,57	0,57

Fuente: (Norton, 2011)

Cálculo del esfuerzo de flexión en los dientes del piñón

$$\sigma_{b_{\text{piñón}}} = \frac{W_t P_d K_a K_m}{F J} K_s K_B K_t \quad (90)$$

$$\sigma_{b_{\text{piñón}}} = \frac{56,82}{0,394} \frac{25,4}{0,34} \frac{1}{0,94} \frac{1,6}{1} 1 1 1 = 18337,999 \text{ psi}$$

Cálculo del factor geométrico de flexión J para 25° y 35 dientes de la corona a 14 dientes del piñón, según la

Tabla 18, es de  $J_{\text{piñón}} = 0,44$

Cálculo del esfuerzo de flexión en los dientes de la corona

$$\sigma_{b_{\text{corona}}} = \frac{W_t P_d K_a K_m}{F J} K_s K_B K_t \quad (91)$$

$$\sigma_{b_{\text{corona}}} = \frac{56,82}{0,394} \frac{25,4}{0,44} \frac{1}{0,94} \frac{1,6}{1} 1 1 1 = 14170,272 \text{ psi}$$

**Determinación esfuerzos superficiales**

$$\sigma_c = C_p \frac{W_t}{F l d} \frac{C_a C_m}{C_v} C_s C_f \quad (92)$$

$W_t$  carga transmitida

$d$  diámetro de paso más pequeño

$F$  ancho de cara

$l$  factor geométrico superficial

$C_p$  coeficiente elástico

$K_m = C_m$  factor de distribución de carga

$K_a = C_a$  factor de cargas y fuentes uniformes

$K_v = C_v$  factor dinámico

$K_s = C_s$  factor de tamaño

Cálculo del factor geométrico superficial

$$I = \frac{\cos}{\frac{1}{\rho_p} \pm \frac{1}{\rho_c} d_p} \quad (93)$$

$$\rho_p = r_p + \frac{1 + x_p^2}{p_d} - r_p \cos^2 - \frac{\pi}{p_d} \cos \quad (94)$$

$$\rho_c = C \operatorname{sen} \rho_p \quad (95)$$

$p_d$  paso diametral

$r_p$  radio de paso del piñón

$C$  distancia entre centros

$$\rho_p = 0,55 + \frac{1}{25,4} - 0,55 \cos^2 25 - \frac{\pi}{25,4} \cos 25 = 0,20 \text{ in} \quad 5,08 \text{ mm}$$

$$\rho_c = 1,93 \operatorname{sen} 25 - 0,20 = 0,62 \text{ in} \quad 15,75 \text{ mm}$$

$$I = \frac{\cos 25}{\frac{1}{0,20} + \frac{1}{0,62}} = 0,12$$

### Cálculo del coeficiente elástico

Material acero 1020

Módulo de elasticidad 200GPa 30Mpsi

Coefficiente de poisson 0,29

$$C_p = \frac{1}{\pi \left( \frac{1 - 0,29^2}{30 \times 10^6} + \frac{1 - 0,29^2}{30 \times 10^6} \right)} = 2283,21 \text{ psi}$$

Cálculo del esfuerzo superficial piñón corona

$$\sigma_c = C_p \frac{W_t}{F l d} \frac{C_a C_m}{C_v} C_s C_f \quad (96)$$

$$\sigma_c = 2283,21 \frac{56,82}{0,79 \cdot 0,12 \cdot 1,10} \frac{1 \cdot 1,6}{0,94} 1 \cdot 1 = 69533,17 \text{ psi}$$

### Resistencias de la AGMA de fatiga a la flexión en materiales para engranes

$$S_{fb} = \frac{K_L}{K_T K_R} S'_{fb} \quad (97)$$

$S'_{fb}$ : Resistencia a la fatiga por flexión publicada por la AGMA

$S_{fb}$ : Resistencia corregida

$K_L$ : Factor de vida

$K_T$ : Factor de temperatura

$K_R$ : Factor de temperatura

### Resistencias a la fatiga superficial de la AGMA para materiales de engranes

$$S_{fc} = \frac{C_L C_H}{C_T C_R} S'_{fc} \quad (98)$$

$S'_{fc}$ : Resistencia a la fatiga superficial publicada

$S_{fc}$ : Resistencia corregida

$C_L$ : Factor de vida

$K_T = C_T$ : Factor de temperatura

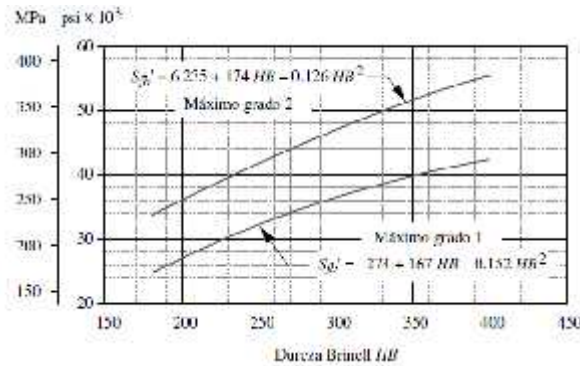
$K_R = C_R$ : Factor de temperatura

$C_H$ : Factor de razón de dureza para resistencia al picado

### Cálculo de los factores de seguridad para los esfuerzos de flexión y superficiales en el tren de tres engranes

Resistencia sin corregir a la fatiga por flexión





**Figura 88. Curvas para el cálculo de resistencia a la fatiga**

Fuente: (Norton, 2011)

Se utiliza un acero 1020 con grado 2, con dureza 111HB y haciendo uso de las curvas que se describen en la Figura 88 se obtiene

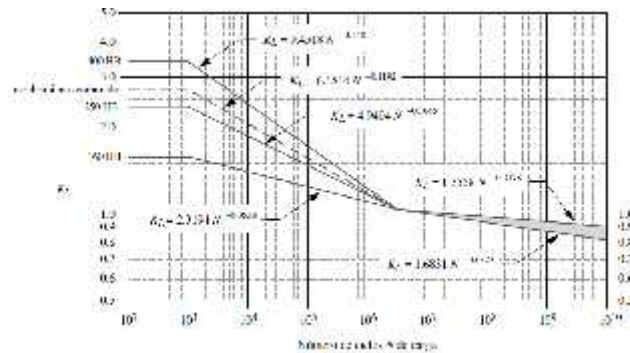
$$S'_{fb} = 6235 + 174HB - 0,126HB^2 \tag{99}$$

$$S'_{fb} = 6235 + 174 \cdot 111 - 0,126 \cdot 111^2 = 23996,55 \text{ psi}$$

Cálculo del factor de vida requerida para 5 años

$$N = 62,5 \text{ rpm} \cdot \frac{60 \text{ min}}{1} \cdot \frac{240 \text{ turnos}}{\text{turno} - \text{año}} \cdot 5 \text{ años} \cdot 1 \text{ turno} = 4,5 \times 10^6 \text{ ciclos}$$

Se ha calculado que los ciclos a los que estará sometido es de  $4,5 \times 10^6$  ciclos



**Figura 89. Curvas para el cálculo de factor de vida**

Fuente: (Norton, 2011)

$$K_L = 2,3194N^{-0,0538} \tag{100}$$

$$K_L = 2,3194 \cdot 4,5 \times 10^6^{-0,0538} = 1,02$$

Cálculo del factor de temperatura

$$K_T = 1$$

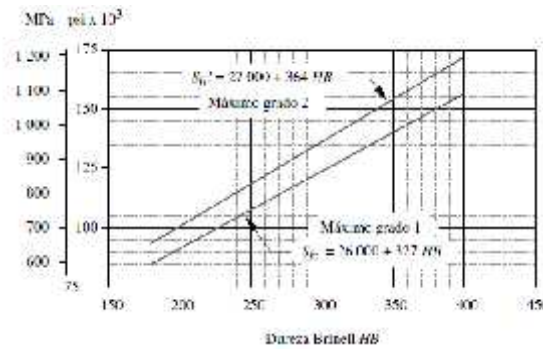
Factor de confiabilidad al 99%

$$K_R = 1$$

La resistencia de fatiga por flexión corregida se calcula con la ecuación 97

$$S_{fb} = \frac{1,02}{1 \cdot 1} 23996,55 = 24476,48 \text{ psi}$$

**Resistencia a la fatiga superficial sin corregir**



**Figura 90. Resistencia a la fatiga superficial**

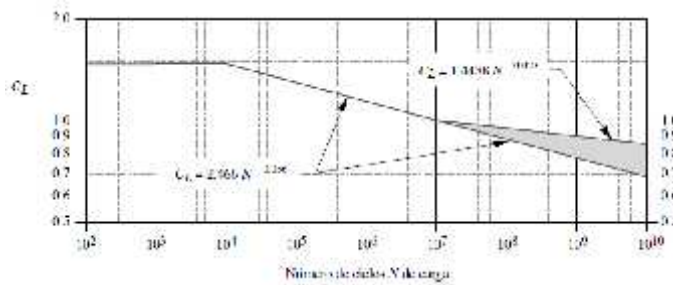
Fuente: (Norton, 2011)

$$S'_{fc} = 27000 + 364HB \tag{101}$$

$$S'_{fc} = 27000 + 364 \cdot 111 = 67404 \text{ psi}$$

Cálculo del factor de vida requerida para 5 años

$$N = 4,5 \times 10^6 \text{ ciclos}$$



**Figura 91. Curvas para el cálculo de factor de vida**

Fuente: (Norton, 2011)

$$C_L = 2,466 N^{-0,056} \tag{102}$$

$$C_L = 2,466 \cdot 4,5 \times 10^6^{-0,056} = 1,05$$

Cálculo del factor de temperatura

$$C_T = 1$$

Factor de confiabilidad al 99%

$$C_R = 1$$

Como en este caso las durezas de los engranes y el piñón son las del mismo material

$$C_H = 1$$

La resistencia de fatiga superficial corregida haciendo uso de la ecuación 98

$$S_{fc} = \frac{1,05}{1} \frac{1}{1} 67404 = 70774,20 \text{ psi}$$

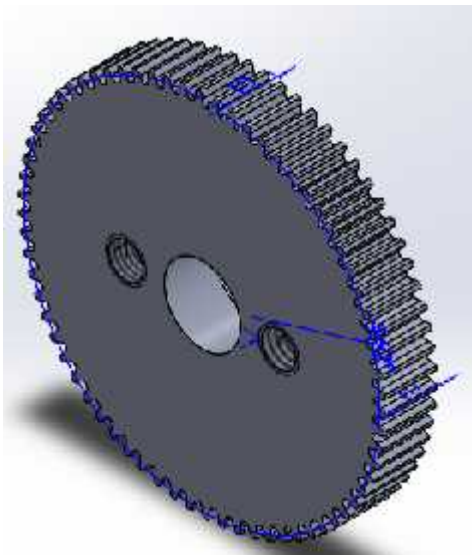
**El factor de seguridad contra fallas por flexión**

$$\begin{aligned} N_{b\text{piñon}} &= \frac{S_{fb}}{\sigma_{bp}} & N_{b\text{corona}} &= \frac{S_{fb}}{\sigma_{b\text{corona}}} & (103) \\ N_{b\text{piñon}} &= \frac{24476,48}{18337,999} = 1,34 & N_{b\text{corona}} &= \frac{24476,48}{14170,272} = 1,727 \end{aligned}$$

**El factor de seguridad contra fallas superficiales**

$$\begin{aligned} N_{c\text{piñon-corona}} &= \frac{S_{fc}^2}{\sigma_{b\text{piñon-corona}}} & (104) \\ N_{c\text{piñon-corona}} &= \frac{70774,20^2}{69533,17} = 1,1 \end{aligned}$$

**Vista isométrica de la corana de 70 dientes**



**Figura 92. Vista Isométrica del engrande 70 dientes**

### Vista isométrica del piñón de 28 dientes

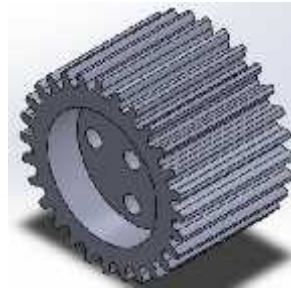


Figura 93. Vista Isométrica del engrande 28 dientes

#### 4.2.5.5 Diseño de ejes

##### Determinación de las reacciones sobre el eje y

$$\begin{aligned}
 F_y = 0 &\rightarrow R_{Ay} + R_{Sy} + R_{By} = -21,12 \\
 M_S = 0 &\rightarrow 0,45R_{Ay} - 0,69R_{Sy} - 1,24R_{By} = 0 \rightarrow \\
 &0,45R_{Ay} - 1,24R_{By} = 14,57 \\
 M_A &= 0 \\
 -0,45R_{Ay} - 1,14R_{Gy} &= 24,08 \\
 0,45R_{Ay} - 1,24R_{By} &= 14,57 \\
 R_{Ay} + R_{Sy} + R_{By} &= -21,12 \\
 -0,45R_{Ay} - 1,14R_{Gy} &= 24,08 \\
 0,45R_{Ay} - 1,24R_{By} &= 14,57
 \end{aligned}$$

Resolviendo el sistema de ecuaciones, se tiene que las reacciones:

$$\begin{aligned}
 R_{Ay} &= -6,94 \text{ lb} \\
 R_{By} &= -14,25 \text{ lb} \\
 R_{Sy} &= 0,07 \text{ lb}
 \end{aligned}$$

De la siguiente Figura 94, se tiene q los esfuerzos flectores son de 8,31 lb-in con respecto al eje y.

##### Determinación de las reacciones sobre el eje x

$$\begin{aligned}
 F_x &= 0 \\
 R_{Sx} + R_{Gx} &= 0 \\
 R_{Sx} &= -45,29 \text{ lb}
 \end{aligned}$$

De la siguiente Figura 95, se tiene q los esfuerzos flectores son de 10,78 lb-in con respecto al eje x.

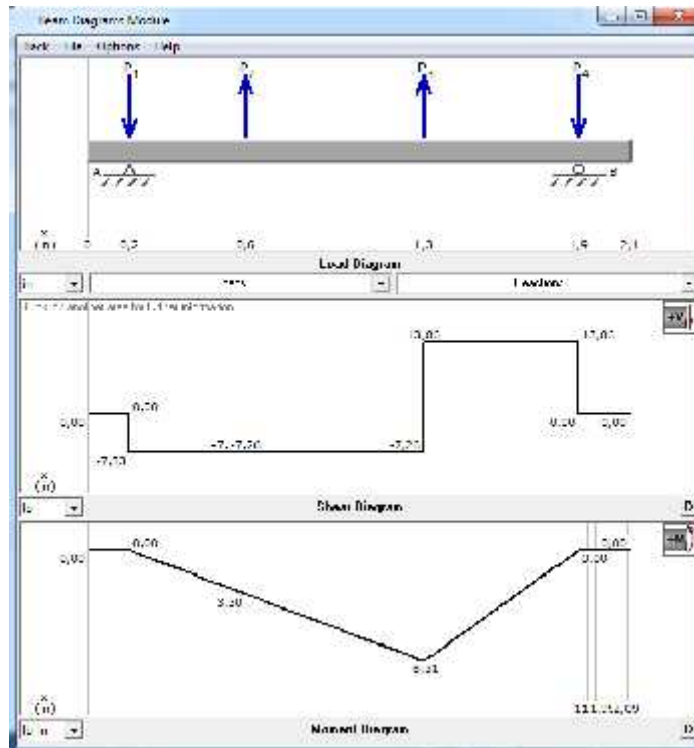


Figura 94. Cálculo de los esfuerzos en el eje x del eje de articulación

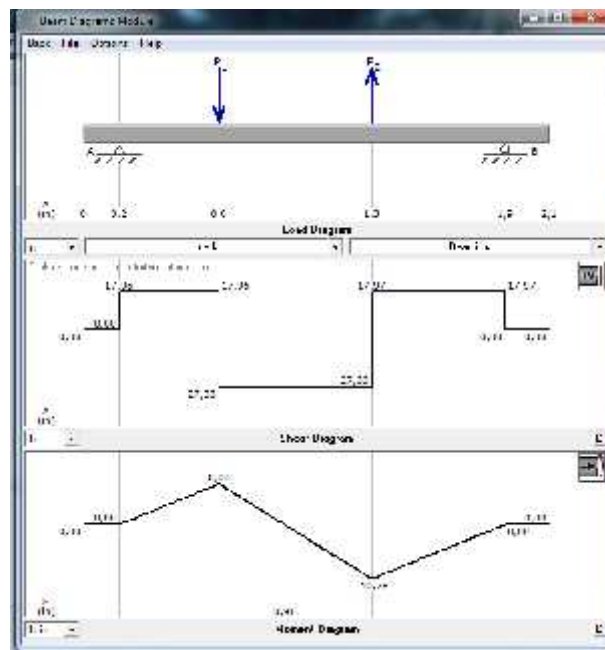


Figura 95. Cálculo de los esfuerzos en el eje y del eje de articulación

Se obtiene un esfuerzo máximo con los esfuerzos flectores.

$$M_{c\text{ máx}} = \sqrt{R_{Gx}^2 + R_{Gy}^2} \quad (105)$$

$$M_{c\text{ máx}} = \sqrt{-8,31^2 + -10,78^2} = 13,62 \text{ lb} - \text{in}$$

Esfuerzo flector

$$\sigma_c = \frac{32M_c}{\pi d^3} \quad (106)$$

$$\sigma_c = \frac{138,63}{d^3}$$

Esfuerzo cortante

$$\sigma_c = \frac{16T}{\pi d^3} \quad (107)$$

$$\sigma_c = \frac{159,15}{d^3}$$

**Determinación del  $S'_e$**

$$S'_e = 0,5S_{ut} \quad (108)$$

$$S'_e = 0,5 \cdot 55000 = 27500 \text{ psi}$$

Modificación de  $S'_e$

$$S_e = S'_e K_a K_b K_c \quad (109)$$

Factor de superficie

$$K_a = aS_{ut}^b \quad (110)$$

$$a = 2,7, b = -0,265, K_a = 2,7 \cdot 55^{-0,265} = 0,93$$

Factor de tamaño

$$K_b = 0,879d^{-0,107} \quad (111)$$

$$K_b = 0,879 \cdot 0,5^{-0,107} = 0,95$$

Factor de carga

$$K_c = 1$$

$$S_e = 27500 \cdot 0,93 \cdot 0,95 \cdot 1 = 24296,25 \text{ psi}$$

Determinación de  $\sigma_{eqm}, \sigma_{eqa}$

$$\begin{aligned}\sigma_{eqm} &= \sqrt{\sigma_m^2 + 4 \tau_m^2} \\ \sigma_{eqa} &= \sqrt{\sigma_a^2 + 4 \tau_a^2} \\ \sigma_{eqm} &= k_t \tau_D, \quad \sigma_{eqa} = k_t \sigma_D\end{aligned}\quad (112)$$

Aplicando el criterio de Goodman

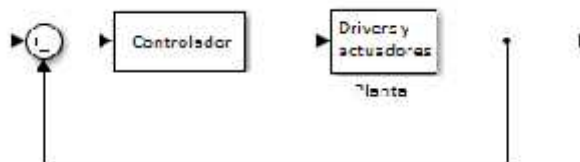
$$\begin{aligned}\frac{S_{ut}}{f_s} &= \sigma_{eqm} + \frac{S_{ut}}{S_e} \sigma_{eqa} \\ \frac{55000}{1,5} &= \frac{159,15}{d^3} + \frac{313,82}{d^3} \\ d &= \sqrt[3]{\frac{1,5 \cdot 472,97}{55000}} = 0,23 \text{ in}\end{aligned}\quad (113)$$



**Figura 96. Vista isométrica del eje de articulación**

### 4.3 Diseño electrónico y de control

A continuación, se propone un sistema de control en lazo cerrado, para control de los actuadores propuestos de la estructura, ver la siguiente Figura 97, se tiene en la entrada 2 pulsadores; el controlador se selecciona haciendo un análisis, determinando el más óptimo para realizar este trabajo y pueda manipular servomotores, actuadores lineales y acelerómetros; para el caso de los actuadores lineales un driver, y para la retroalimentación la selección de un acelerómetro.



**Figura 97. Sistema de control en lazo cerrado para el exoesqueleto**

En el sistema de lazo cerrado tenemos:




- Set point
- Controlador
- Drivers, actuadores y sensores

#### 4.3.1 Controlador

En el mercado actual existen diferentes controladores, que sirven para el control de los actuadores propuestos, en la siguiente Tabla 19, vemos las características de algunos controladores.

Para seleccionar el controlador, se toma en cuenta las siguientes consideraciones, primero, debe ser capaz de controlar 4 servomotores y 2 acelerómetros; para la primera prueba se necesita que tenga 4 salidas PWM y una señal I2C; para la segunda prueba, en cambio se usa 2 servomotores ubicados en la articulación de la cadera y 2 actuadores lineales, ubicados entre la articulación de la rodilla y el tobillo, para esto se necesita un control por puente H.

**Tabla 19.**  
*Controladores.*

Nombre	Arduino Mega	Raspberry Pi 2	BeagleBone
Imagen			
Precio	\$ 30	\$ 65	\$ 105
Procesador	Atmega 2560	ARM CortexA7	ARM Cortex-A8
Velocidad de reloj	16 Mhz	900 MHz	700 Mhz
RAM	8 Kb	1 Gb	256Mb
Voltaje de entrada	7-12V	5V	5V
Pin Digital	54	17	66
Pin Análogo	16	N/A	12
PWM	15	1	8
I2C	1	1	2

Fuente: (Arduino, s.f.), (Raspberry Pi, 2015), (Beaglebone, 2017)






Se selecciona Arduino Mega porque posee 15 señales PWM con lo cual se puede controlar los servomotores, además posee una señal I2C para conectar a los acelerómetros digitales y en el mercado se lo encuentra a un precio accesible, en comparación con raspberry y de beaglebone. Los controladores mencionados, tienen más potencia ya que son miniordenadores personales y para nuestro objetivo, no es necesario un miniordenador, que controle la estructura; por eso la diferencia de precios es mayor.

#### 4.3.2 Drivers

Para el uso de los servomotores, no es necesario ningún driver, pero para los actuadores lineales, es necesario un driver puente h, que controle la salida y el regreso del embolo o vástago; en la siguiente Tabla 20, se muestra los drivers existentes.

**Tabla 20.**

##### *Drivers*

Nombre	L298N	L293D	Módulo de relés
Imagen			
<b>Voltaje de alimentación</b>	5	5	5
<b>Voltaje de salida</b>	46	7	30
<b>Corriente máx.</b>	3	2	10
<b>Temperatura máx.</b>	150	150	-
<b>Motores</b>	2	2	2
<b>Precio</b>	8	1	7

*Fuente: (Texas Instruments, 1986), (StMicroelectronics, 2000), (BricoGeek)*



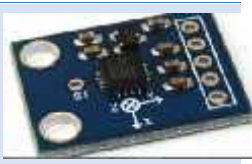
Para la selección del driver, se toma en cuenta el voltaje de salida y el amperaje necesario para controlar los actuadores lineales, tenemos 2 actuadores lineales de 12 V a 3 A, por lo que se elige el L298N que cumple condiciones dadas de voltaje de salida y corriente máxima.

### 4.3.3 Sensores

En la selección de sensores, se plantea usar acelerómetros para la fase inicial en reposo, donde la persona haga el levantamiento, y luego en la fase de marcha, para que la persona realice la caminata mediante la retroalimentación del posicionamiento de los sensores, en la siguiente Tabla 21, se muestran los tipos de sensores existentes en el mercado.

**Tabla 21.**

*Acelerómetros comerciales*

Nombre	MMA7361	MPU6050	ADXL335
Imagen			
Grados de libertad	3	6	3
Comunicación	Análoga	I2C	Análoga
Voltaje de alimentación	2.2V - 3.6V	3.3V-5V	1.8V - 3.3V
Sensibilidad	1.5g	2 g	1.65 g

Fuente: (Analog Devices, 2009), (Invensense, 2012), (HETPRO, 2015)

Para una prueba rápida se elige ADXL335, a pesar de la sensibilidad sea de 1.65 g, este sensor, en la prueba de movimiento, muestra una sensibilidad de 50 g, es decir que un sensor análogo no cumple con los requerimientos para la retroalimentación del controlador.

La unidad de medición inercial (IMU), es un sistema electromecánico el cual suele ser utilizado para medir la actitud (PITCH, ROLL, YAW), de un vehículo móvil en el espacio; los grados de libertad de una IMU, son el número de aceleraciones y velocidades angulares que se puede medir en un eje y estos son:

1. Aceleración en PITCH (eje x).
2. Aceleración en ROLL (eje y).
3. Aceleración en YAW (eje z).
4. Velocidad angular en PITCH.
5. Velocidad angular en ROLL.
6. Velocidad angular en YAW.

Básicamente una IMU contiene giroscopios y acelerómetros para medir las posiciones en uno o varios ejes. (Rodríguez, 2012)

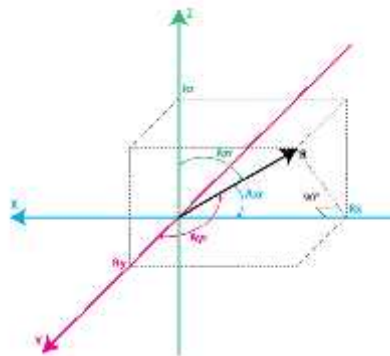
Se realiza la misma prueba con la IMU MPU6050 y este sensor, tiene una sensibilidad menor a la mostrada anteriormente de 1g, por lo que se elige este sensor para la retroalimentación del controlador.

Por medio de leyes trigonométricas es posible determinar el ángulo PITCH y ROLL.

Usamos la ecuación general de Pitágoras

$$R^2 = R_x^2 + R_y^2 + R_z^2 \quad (114)$$

En la siguiente Figura 98, observamos las componentes de R las cuales usamos para el cálculo de PITCH y ROLL.



**Figura 98: Diagrama de componentes de Fuerzas en 3D.**

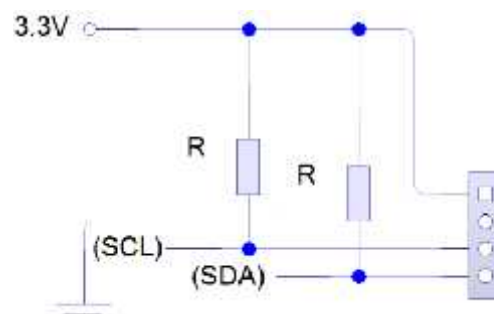
Fuente: (Circelli, 2015)

Donde

$$Roll = (\tan^{-1}(Ry/Rz)) \quad 180/\pi \quad (115)$$

$$Pitc\varnothing = (\tan^{-1}(Rx/Rz)) \quad 180/\pi \quad (116)$$

Sin embargo, este sensor usa una comunicación I2C por lo que se realiza el siguiente cálculo para la conexión de 2 o más sensores; en la siguiente Figura 99, se muestra la conexión I2C que se debe realizar.



**Figura 99: Esquema de conexión I2C para más de un sensor.**  
Fuente (Visystem)

Calculo para la conexión de R

$$R = \frac{\Delta T}{C_{tot}} \ln \left( 1 - \frac{3.3}{5} \right) - \ln \left( 1 - \frac{V_t}{5} \right) \quad (117)$$

Donde:

$V_t = 4.7V$ . El valor del voltaje al que se tiene que llevar la salida.

$\Delta T = 1\mu s$ . El tiempo requerido para que la resistencia de pull-up lleve la salida de 3.3 V a 5 V.

$C_{tot} = 60pf$ . La capacitancia entre una salida digital, tierra y el cable es de 60pF por metro.

$$R = 9.6 k \quad 10k$$

#### 4.3.4 Baterías

Se requiere, una batería de 6 V para la alimentación de los servomotores; sin embargo, es necesario calcular la corriente en la que trabaja un servomotor y el tiempo que va a durar la batería.

Tenemos la siguiente ecuación:

$$T = \frac{HP \cdot 716}{RPM} \quad (118)$$

Donde T es el torque del servomotor, el cual es de 0.36 kg.m.

HP es la potencia.

RPM es la velocidad en revoluciones por minuto

$$0.36 \text{kg} \cdot \text{m} = \frac{HP \cdot 716}{62.5}$$

$$HP = \frac{0.36 \cdot 62.5}{716}$$

$$HP = 0.0314$$

$$\text{Transformando a Watts } P = 23.415 [W]$$

Ahora calculamos la corriente con la fórmula de Potencia

$$P = I \cdot V \quad (119)$$

$$I = \frac{P}{V}$$

$$I = \frac{23.415}{6}$$

$$I = 3.90[A]$$

Se desea que la batería trabaje un tiempo de 30 minutos entonces:

$$C = IT \quad (120)$$

$$C = 3.90A \cdot 0,5H$$

$$C = 1.95[AH]$$

Ciclo de vida se desea extraer el 80% de la batería y que quede un 20% restante

$$Cv = \frac{1.95}{0.8} = 2.44[AH]$$

**Ciclo de descarga**


$$C = \frac{2.44AH}{0.5} = 4.88[AH]$$

Con lo que se concluye q se necesita una batería aproximadamente 5 [AH] para hacer funcionar los servomotores por 30 minutos con una corriente promedio de 3.90 [A].

#### 4.3.4.1 Selección de baterías

Con el dato calculado de una batería de 5[AH] y el voltaje de 6V, para el funcionamiento del servomotor se elige una batería que cumpla con estos requisitos, la cual se muestra en la siguiente Tabla 22.

**Tabla 22.**  
*Batería Zippy 7.4V a 5000 mAH*

Nombre	Zippy
Imagen	
Capacidad	5000mAH
Voltaje	2 celdas / 7.4 V
Descarga	25C Constante
Peso	488 g

Fuente: (eBay)

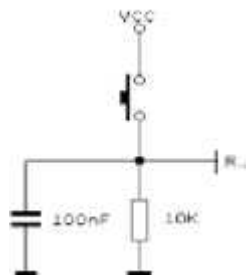
En el mercado internacional no se pudo conseguir una batería de 6 V con 5AH, pero si una batería de 7.4 V a 5AH, por lo que es necesario realizar un reductor para que trabaje al voltaje que necesita el servomotor.

#### 4.3.4.2 Convertidor DC-DC

En el diseño mecánico, se selecciona a los servomotores con las características de 6V en su carga máxima, sin embargo la batería que se encontró es de 7.4 V; se utiliza un step-Down dc-dc converter, el cual vemos las características en la Tabla 23.

#### 4.3.4.3 Circuito antirrebote


Se plantea la opción de usar dos pulsadores, uno a cada lado en los bastones; es necesario la implementación de un circuito antirrebote, para que, al ser pulsado el botón detecte un solo pulso y no varios pulsos, en la siguiente Figura 100, se muestra el circuito antirrebote.



**Figura 100: Circuito antirrebote.**

Fuente: (Vaderetro, 2014)

**Tabla 23.**  
*Convertidor DC-DC*

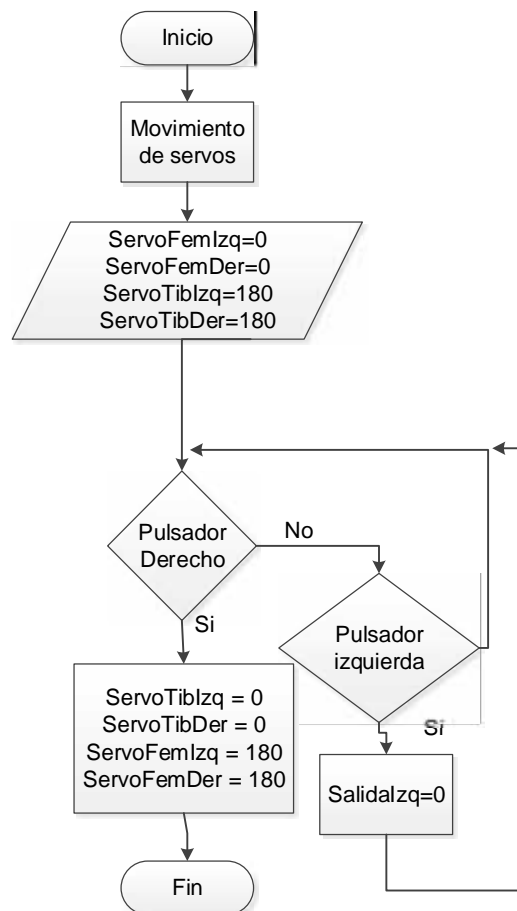
Nombre	DC-DC Converter
Imagen	
Corriente de salida	12A
Rango de Vin	4.5 - 30 V
Protección contra sobretensiones de salida	SI
ton	<100ns

Fuente: (eBay)

### 4.3.5 Diseño de control

#### Diagrama de flujo

En las siguientes figuras, se muestran los diagramas de flujo correspondientes a la programación de los procesos de levantamiento y caminata que debe realizar el exoesqueleto; dicho anteriormente se propone dos pruebas. En la primera prueba, se realiza la programación, control del levantamiento y caminata del exoesqueleto; en la Figura 101, se muestra el diagramas de flujo para realizar el levantamiento del usuario desde un punto en reposo, en donde los servos están en su posición inicial de  $0^\circ$  y llegan hasta los  $180^\circ$ ; en la Figura 102, se muestra el diagrama correspondiente a la marcha bípeda, para la simulación de dos pasos iniciando la marcha con el pie izquierdo.



**Figura 101. Diagrama de flujo de levantamiento**



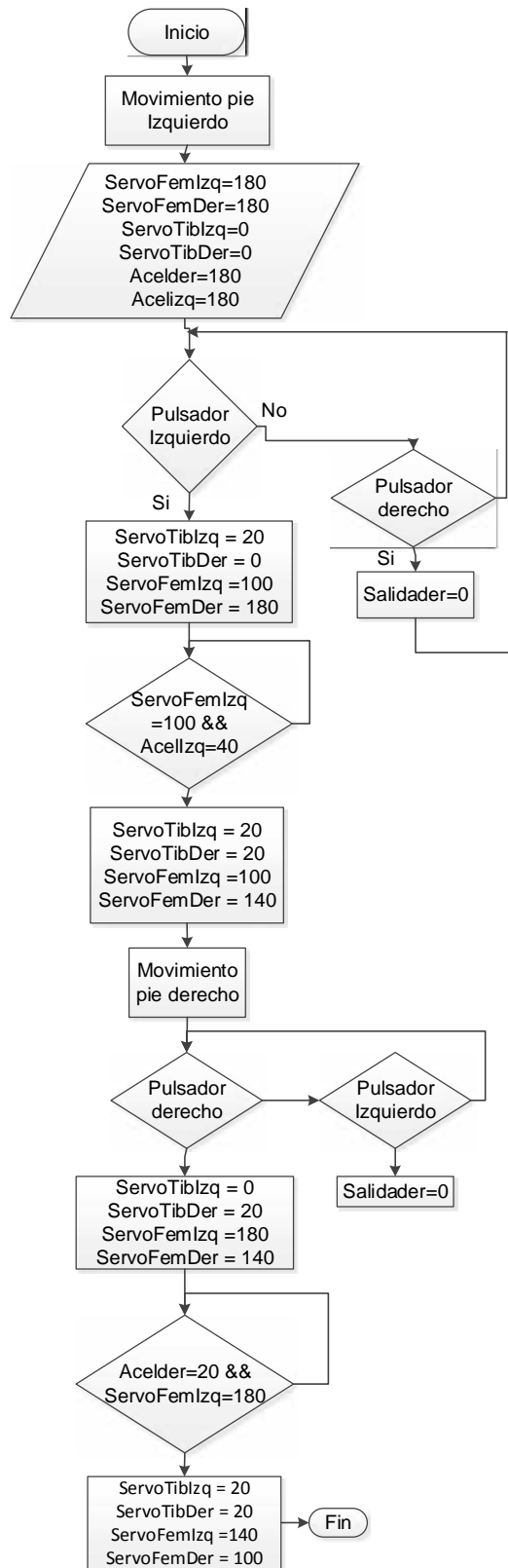
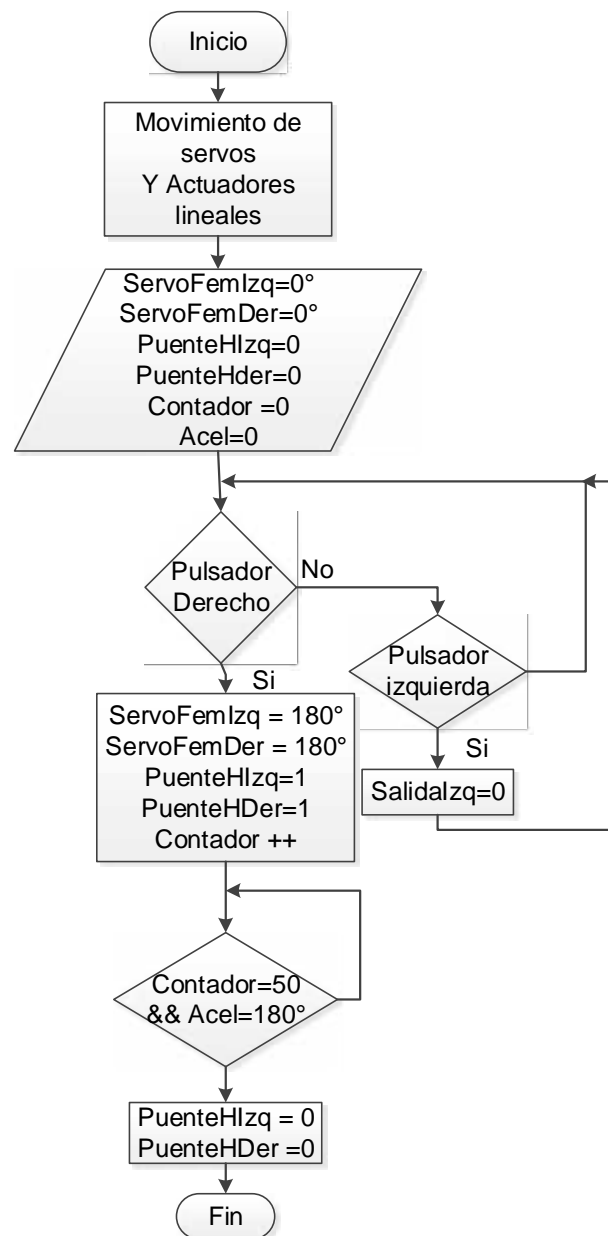
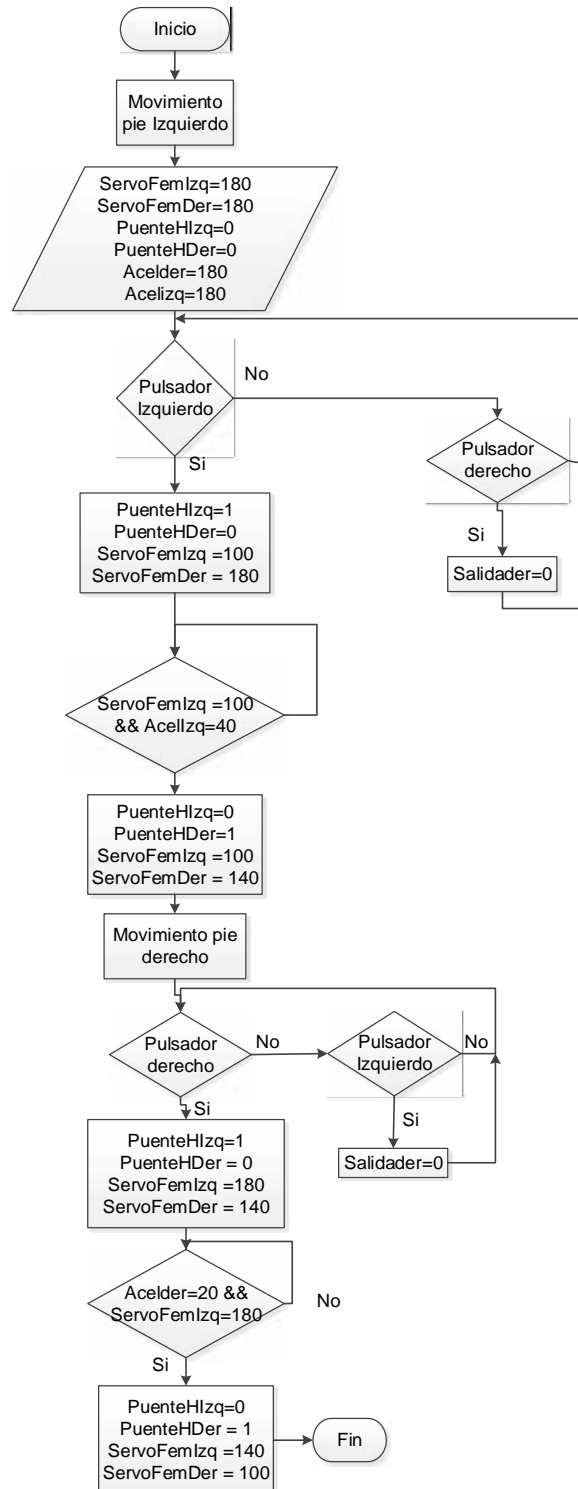


Figura 102. Marcha bípeda de dos pasos

Para una segunda prueba, se realiza un diagrama de flujo para la caminata y marcha bípeda, usando dos servomotores y dos actuadores lineales; en la Figura 103, se muestra el levantamiento; en la Figura 104, se muestra el algoritmo para realizar la marcha bípeda.



**Figura 103. Diagrama de Flujo del levantamiento con servomotores y actuadores lineales**



**Figura 104. Diagrama de flujo de la marcha Bípeda con servomotores y actuadores lineales**

## **CAPÍTULO V**

### **ANÁLISIS DE LA ESTRUCTURA**

En este capítulo, se presenta una investigación de ensayos de tracción y compresión de material usado, para la construcción del exoesqueleto.

#### **5.1 Resistencia del material**

Basados en los ensayos realizados por los autores ( (Bravo Quinatoa & Comina Tubón, 2017), en los laboratorios de mecánica de materiales de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE, los cuales sometieron el material a ensayaos de tracción y compresión con el propósito de determinar la resistencia del material a una fuerza aplicada. (Bravo Quinatoa & Comina Tubón, 2017)

##### **Ensayo de tracción**

En la Figura 105, se presenta la máquina de ensayos universales, con la cual se realiza el ensayo de tracción obteniendo como resultado que la probeta de aluminio soporta 120Kg. (Bravo Quinatoa & Comina Tubón, 2017)



**Figura 105. Máquina de ensayos universales – Ensayo de Tracción**

**Fuente:** (Bravo Quinatoa & Comina Tubón, 2017)

## Ensayo de compresión

En la Figura 106, se presenta la máquina de ensayos universales, con la cual se realiza el ensayo de compresión obteniendo como resultado que la probeta de aluminio soporta 9000Kg. (Bravo Quinatoa & Comina Tubón, 2017)



**Figura 106. Máquina de ensayos universales – Ensayo de Compresión**

**Fuente:** (Bravo Quinatoa & Comina Tubón, 2017)

### Calculo del esfuerzo último

Los datos de los ensayos que soporta el material son los siguientes, en el ensayo de tracción de 120 kg y compresión de 9000kg; se procede a realizar el cálculo del esfuerzo último, considerando el valor crítico de 120kg y la probeta tiene un diámetro 6.40mm; se obtiene resultado un esfuerzo último de 36.55MPa, valor que debe ser mayor a los esfuerzos de Von Mises que se obtiene en el estudio de elementos finitos. (Bravo Quinatoa & Comina Tubón, 2017)

Los factores de seguridad con respecto a cada una de las partes son:

- Factor de seguridad del soporte de cadera de 9.87
- Factor de seguridad de la articulación de cadera y rodilla de 4.4
- Factor de seguridad del soporte de rodilla de 11.07

Estos valores aseguran que, el diseño de las partes del prototipo no llega a fallar en el funcionamiento del mismo.

## **CAPÍTULO VI**

### **IMPLEMENTACIÓN**

En este capítulo, se muestra la implementación del prototipo de exoesqueleto para miembros inferiores; la implementación, se la realiza a partir de la obtención de los modelos en impresión 3D de los diseños de las partes analizadas anteriormente con el software CAD; se realiza una fundición de aluminio en moldes de arena, para luego ser pulidos y maquinados, de acuerdo a la necesidad que presenten las partes después de la fundición y finalmente, realizar la instalación de los componentes electrónicos y sistema de control.

#### **6.1 Implementación del proceso, equipo o máquina**

Para la realización de las partes en fundición de aluminio, se quiere de un molde, este tipo de molde se lo realiza en impresiones 3D, facilitando la fabricación de las partes para ser maquinadas dependiendo de su necesidad. En la Tabla 24, se puede observar el diseño CAD, el molde realizado en impresión 3D y la geometría de las articulaciones realizadas en fundición de aluminio.

#### **6.2 Maquinado de las partes con detalles complicados**

Debido al proceso de fundición de aluminio mediante moldes en arena, es necesario cubrir con macilla las partes vacías que se puede observar en cada una de los diseños CAD que se muestran en la Tabla 24, resultando las impresiones 3D selladas las partes de perforación para finalizar con las piezas de aluminio fundido, debido al proceso de fundición de aluminio las piezas terminan con detalles que deben ser maquinados para lograr la geometría establecida en el diseño CAD.

Tabla 24.

*Diseño CAD, Molde de impresión 3D y Fundición de Aluminio*

Partes del prototipo de exoesqueleto		
Soporte de Cadera		
CAD	Impresión 3D	Fundición de aluminio
		
Articulación de cadera y rodilla		
CAD	Impresión 3D	Fundición de Aluminio
		
Soporte de rodilla		
CAD	Impresión 3D	Fundición de aluminio
		

### 6.2.1 Maquinado del soporte de cadera

Como se menciona anteriormente, las piezas en aluminio terminan con detalles inexactos que por el mismo proceso complicado de fundición no es posible realizarlos, surgiendo la necesidad de realizar maquinado sobre esta geometría, como se puede observar en la Figura 107, se realiza un proceso de planeado a nivel, para el soporte de cadera, posteriormente se realizan las perforaciones de la parte superior a un diámetro de 7,6mm, con esto se realiza, un roscado para un perno M8 para sujetar la cadera; en las caras laterales se realiza una perforación de 15mm, permitiendo el posicionamiento de un eje para rotación. También se realiza dos perforaciones en cara lateral de 7,6mm para hacer una rosca M8, que permita sujetar al engranaje de 70 dientes de módulo 1.



**Figura 107. Mecanizado del soporte de cadera**

### 6.2.2 Maquinado de la articulación de cadera y rodilla

Debido al proceso de fundición de aluminio se debe realizar mecanizados en esta geometría para llegar a los detalles especificados en el diseño CAD, como se puede observar en la Figura 108, las articulaciones de cadera y rodilla luego de la fundición salen completas y sin detalles que se muestran en el diseño CAD, para llegar al diseño específico se realizan varios procesos de maquinado.





**Figura 108. Articulación de cadera y rodilla sin detalles**

En la Figura 109, se muestra el proceso de torneado de las articulaciones de cadera y rodilla, este proceso se lo ejecuta con el propósito de realizar una cajera para el rodamiento, una perforación de 15 mm de diámetro.



**Figura 109. Proceso de torneado, cajera y perforación de 15mm de diámetro**

En la Figura 110, se muestra el proceso de fresado de las articulaciones de cadera y rodilla, este proceso se lo ejecuta con el propósito de realizar una cajera para el perfil de aluminio.



**Figura 110. Vaciado para la cajera de perfil de aluminio**

En la Figura 111, se muestra el proceso de perforación de las articulaciones de cadera y rodilla, este proceso se lo ejecuta con el propósito de realizar una sujeción del perfil de aluminio.



**Figura 111. Perforaciones para sujetarían del perfil de aluminio**

En la Figura 112, se muestra el proceso de fresado de las articulaciones de cadera y rodilla, este proceso se lo ejecuta con el propósito de realizar una cajera para el perfil de aluminio.



**Figura 112. Proceso de fresado para la realización del alma**

En la Figura 113, se muestra el proceso de fresado de la caja del soporte de rodilla, este proceso se lo ejecuta con el propósito de realizar una caja para el perfil de aluminio.



**Figura 113. Proceso de fresado de caja para perfil de aluminio**

En la Figura 114, se muestra el proceso de fresado de material en exceso del soporte de rodilla.



**Figura 114. Fresado y desbaste del material en exceso**

### 6.3 Ensamblaje de las partes mecánicas

En este apartado se presenta el ensamblaje de las articulaciones de cadera y rodilla así como su ensamble mecánico final del prototipo de exoesqueleto.

#### 6.3.1 Ensamblaje de las articulaciones de cadera

En la Figura 115, se muestra el ensamble mecánico final de la articulación de cadera, el cual está formado de las partes soporte de cadera, articulación y servomotor con transmisión de potencia.



**Figura 115. Ensamble mecánico final de la articulación general de cadera**

#### 6.3.2 Ensamblaje de las articulaciones de rodilla

En la Figura 116, se muestra el ensamble mecánico final de la articulación de rodilla, el cual está formado de las partes soporte de rodilla y articulación, esta articulación es pasiva, debido a que no cuenta con un actuador para realizar el movimiento desde la misma articulación, por esto se ha considerado colocar un actuador lineal desde la posición del fémur hasta la tibi-peroné como un actuador biarticulado el cual genera el movimiento de la articulación de rodilla. En esta

articulación se considera colocar este tipo de actuador debido a su fuerza para realizar el levantamiento.



**Figura 116. Ensamble mecánico final de la articulación general de rodilla**

En la Figura 117, se muestra el ensamble mecánico final de las piernas del prototipo, en el cual se encuentran las articulaciones de cadera y rodilla, este prototipo cuenta con dos ortesis tobillo-pie (OTP) el cual mantiene y sujeta el pie y la tibia-peroné, evitando al sujeto de prueba realizar movimientos que puedan causar lesiones en la articulación de tobillo.



**Figura 117. Ensamble final de las piernas del prototipo de exoesqueleto**

En la Figura 118, se muestra el ensamble mecánico final de una pierna del prototipo, en el cual se encuentra la articulación de rodilla, en la misma se muestra la colocación de un actuador lineal para el proceso de levantamiento y marcha, dejando la articulación de rodilla como una articulación pasiva.



**Figura 118. Ensamble final de las piernas del prototipo de exoesqueleto con actuador lineal colocado como musculo biarticulado**

En la Figura 119, se muestra la cadera del prototipo de exoesqueleto, siendo usada por uno de los sujetos de prueba.



**Figura 119. Cadera del prototipo de exoesqueleto**

En la Figura 120, se muestra el ensamble final del prototipo de exoesqueleto en conjunto con las articulaciones de cadera, rodilla y actuadores rotativos y lineales.

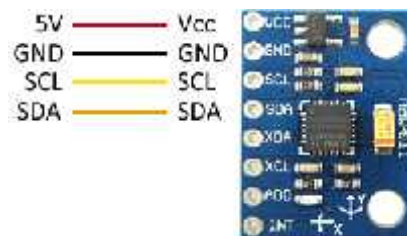


**Figura 120. Cadera del prototipo de exoesqueleto**

## 6.4 Implementación de los componentes electrónicos

### 6.4.1 Esquema de conexión del MPU6050

En la siguiente figura tenemos el esquema del MPU6050, en el cual SDA Y SCL van ir conectados en el pull up para el I2C.



**Figura 121: MPU6050.**

Fuente: (Luis LLamas, 2016)

### 6.4.2 Implementación del circuito electrónico

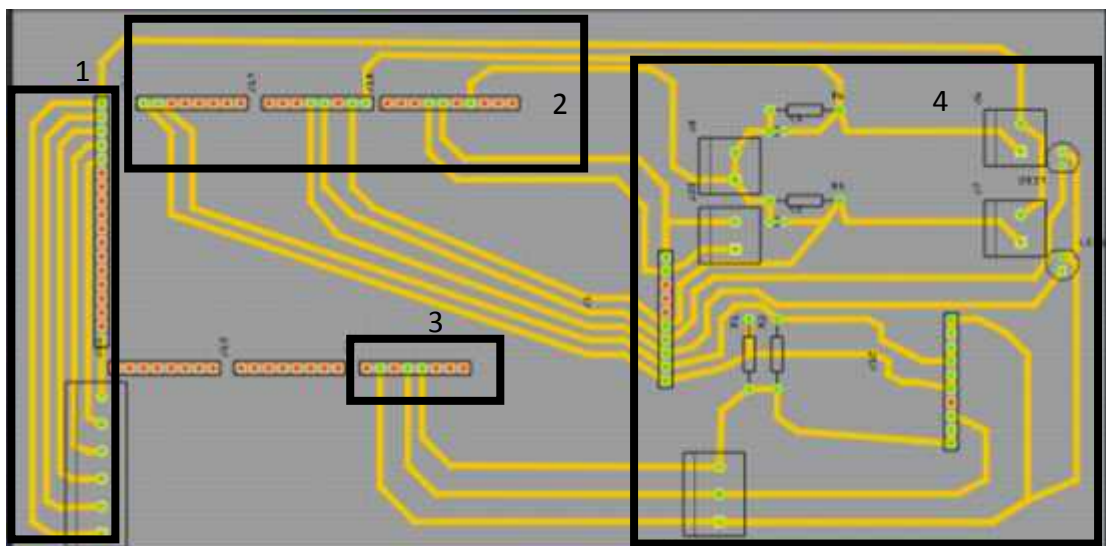


Figura 122: Placa electrónica

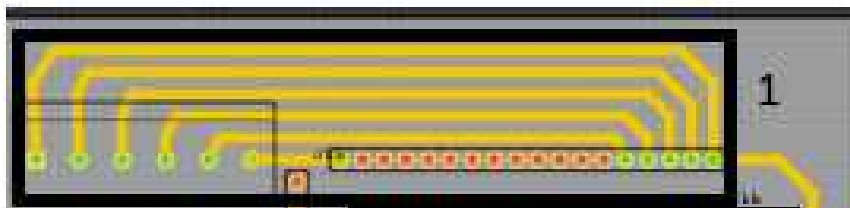


Figura 123: Parte 1 conexión de módulo de relés

En la Figura 123, corresponde a la conexión de módulo de relés, estos controlan dos actuadores lineales, visto de izquierda a derecha se conecta un bornero de 6 pines y la conexión interna es la siguiente: 5V, los pines 22, 24, 26, 28 y gnd del Arduino.

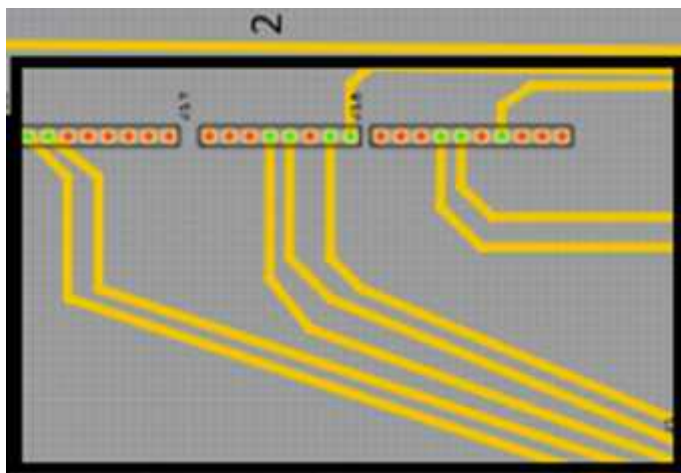
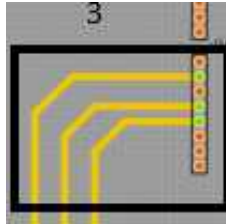


Figura 124: Parte 2

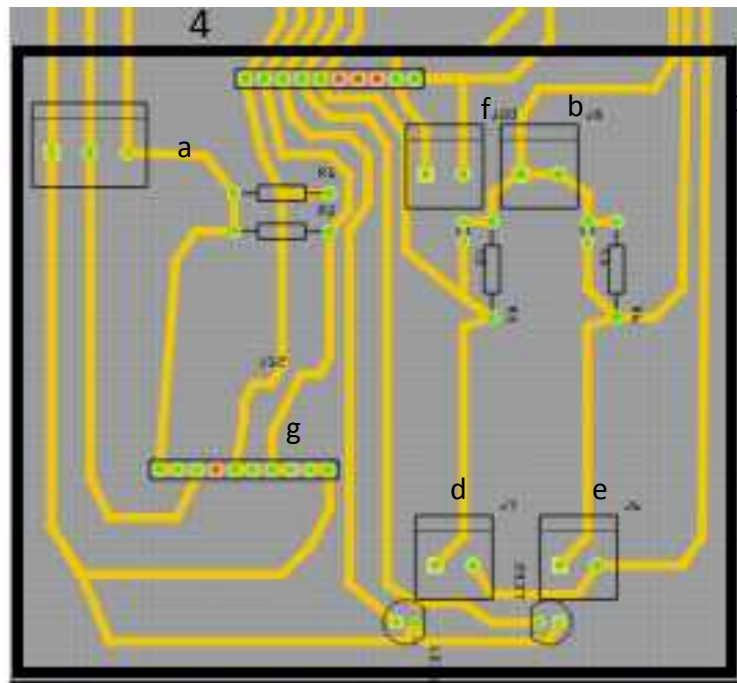


La siguiente etapa corresponde a la conexión de I2C de acelerómetros, entrada de la señal de los 2 pulsadores, salida a dos leds, señal que controla los servomotores y gnd, ver Figura 124.



**Figura 125. Parte 3**

En la parte 3 se conecta Gnd, 5v y 3.3 V del Arduino usados en la parte 4 para la alimentación de los acelerómetros, ver Figura 125.



**Figura 126: Parte 4**

En la parte 4, ver Figura 126; tenemos 5 borneras, la bornera a, corresponde a gnd, 3.3 V y 5 V conectados en la parte 3, la bornera b, corresponde a las señales que controlan a los servomotores, la bornera C conecta a gnd que corresponde a las señales de los pulsadores, las borneras d y e, son las entradas de los pulsadores izquierdo y derecho de los bastones, los espadines f y g, corresponden a los acelerómetros.

## CAPÍTULO VII

### PRUEBAS Y RESULTADOS

En este capítulo se procede a realizar distintas pruebas con respecto a los actuadores usados y obtener el más óptimo para realizar la marcha bípeda.

#### 7.1. Prueba 1, con 4 actuadores rotacionales (servomotores)



**Figura 127: Actuadores rotacionales ubicados en las articulaciones**

En la Figura 127, los servomotores se encuentran ubicados en las articulaciones de la cadera y las articulaciones de la rodilla, estos deben permitir el levantamiento de la persona, y luego poder realizar la marcha bípeda.

Se realizan las siguientes pruebas para la verificación del correcto funcionamiento de los servomotores:

Conversor DC – DC de 7.4V a 6V

Conexión correcta de la señal de la placa arduino a los servomotores.

Revisar polaridad de conexión de servomotores y acelerómetro

Verificación de ángulos de los servomotores de 0 – 180°

Verificación de ángulos del acelerómetro

Verificación de circuito antirebote mediante envío de señal.

### 7.1.1 Resultados de la prueba con actuadores rotacionales

En la Tabla 25, verifica las diferentes pruebas que se realizó y sus resultados, como se observa, los servomotores ubicados en las articulaciones de la rodilla no cumplen para realizar el levantamiento de la persona, debido a que no generan la suficiente palanca para levantar a una persona.

Para la prueba del uso de andador, también se demuestra que no se alcanza una estabilización en la persona, la cual hace que la persona se caiga en el levantamiento. Debido a los dos problemas se descarta el uso de los actuadores ubicados en las articulaciones de la rodilla.

**Tabla 25.**

*Resultado de la prueba con actuadores rotacionales*

<b>Prueba</b>	<b>Actuadores</b>	<b>Ubicación</b>	<b>Resultado</b>
<b>Torque para el levantamiento</b>	Servomotores	Articulaciones de rodilla	NO
<b>Torque para marcha bípeda</b>	Servomotores	Articulaciones de cadera y rodilla	SI
<b>Uso de andador para estabilización</b>	N/A	Parte frontal de la persona	NO
<b>Ruido generado por los actuadores</b>	N/A	N/A	Aceptable

## 7.2. Prueba 2, con 2 actuadores lineales y 2 actuadores rotacionales (servomotores)



**Figura 128: Actuadores lineales y actuadores rotacionales**

En la Figura 128, se realiza el cambio de los actuadores rotacionales ubicados en las articulaciones de la rodilla por actuadores lineales, es decir se cambia el torque por una fuerza lineal; adicional se realiza el cambio del andador por muletas para estabilizar a la persona.

Se realizan las siguientes pruebas para la verificación del correcto funcionamiento de los servomotores y actuadores lineales:


Conversor DC – DC de 7.4V a 6V

Conexión Puente H

Conexión correcta de la señal de la placa arduino a los servomotores y actuadores lineales.

En la Tabla 26, se puede ver las especificaciones técnicas de trabajo de los actuadores lineales, corriente máxima es de 3A, se puede usar un puente H de 3A para verificar su funcionamiento.

**Tabla 26.**  
*Especificaciones técnicas de Actuador lineal*

<b>Nombre</b>	<b>ECO-WORTHY</b>
<b>Imagen</b>	
<b>Corriente Inicial (No-Load)</b>	0.8A
<b>Corriente mínima:</b>	0.8A
<b>Corriente máxima:</b>	3A
<b>Carga Máx:</b>	Sin carga 1500N, Con carga 1200N
<b>Ciclo de trabajo:</b>	15% (detener por 17 minutos después continuar trabajando por 3 minutos)
<b>Velocidad</b>	5.7 mm/s
<b>Clase de protección:</b>	IP54

**Fuente:** (*Eco-Worthy, 2015*)

En la Tabla 27, se demuestra el resultado de usar un puente H L298N el cual trabaja hasta una corriente máxima de 3A, el resultado no es favorable debido a que no sale el vástago; se descarta el puente H y se realiza un cambio por un módulo de relés.

**Tabla 27.**  
*Resultados - prueba de funcionamiento de actuadores lineales con puente H*

<b>Prueba</b>	<b>Actuadores</b>	<b>Ubicación</b>	<b>Resultado</b>
<b>Encendido Puente H</b>	N/A	N/A	Si
<b>Salida de vástago</b>	Lineales	Entre eslabón de fémur y tibia	NO
<b>Entrada de vástago</b>	N/A	Parte posterior y frontal de la persona	NO

En la Tabla 28, se logra la salida y entrada del vástago del actuador lineal, por lo cual se acepta para seguir con las pruebas de levantamiento y marcha bípeda del exoesqueleto.

**Tabla 28.**

***Resultado - prueba de funcionamiento de actuadores lineales con módulo relé***

<b>Prueba</b>	<b>Actuadores</b>	<b>Ubicación</b>	<b>Resultado</b>
Encendido Módulo de relés	N/A	N/A	Si
Salida de vástago	Lineales	Entre eslabón de fémur y tibia	Si
Entrada de vástago	N/A	Parte posterior y frontal de la persona	SI

En la Tabla 29 se demuestra un resultado favorable, debido a que los actuadores lineales cumplen el objetivo de realizar el levantamiento, y en la marcha bípeda, ayuda al movimiento de la articulación de la rodilla; sin embargo, se presenta un nuevo problema, el tiempo en que realiza el levantamiento y la marcha bípeda es muy corto.

Adicional presenta un ruido que no es aceptable para el oído humano, a pesar de que la norma INEN – ISO 22523 no especifica un nivel de ruido aceptable.

Los actuadores lineales también están sobredimensionados por lo que pueden levantar hasta 1200N y esto hace que la velocidad sea muy pequeña es decir que a menor peso que levanta los actuadores lineales, se vuelven más rápidos, por lo que se descarta el uso de estos actuadores lineales.

El uso en la marcha bípeda, hace que la persona se canse físicamente sobre todo en los brazos que aguantan el peso mientras el equipo está intentando realizar la marcha bípeda.

**Tabla 29.**  
*Resultado de la prueba con actuador rotacional y actuador lineal Eco-Worthy*

<b>Prueba</b>	<b>Actuadores</b>	<b>Ubicación</b>	<b>Resultado</b>	<b>Tiempo(s)</b>
<b>Fuerza para el levantamiento</b>	Actuadores lineales	Entre eslabón de fémur y tibia	Si	55
<b>Realización de marcha bípeda</b>	Servomotores y lineales	Articulaciones de cadera y rodilla	SI	245
<b>Uso de muletas para estabilización</b>	N/A	Parte posterior y frontal de la persona	SI	
<b>Ruido generado por los actuadores</b>	N/A	N/A	No aceptable	

### 7.3. Prueba 3, con 2 actuadores lineales (450N) y 2 actuadores rotacionales.

Se cambia los 2 actuadores lineales de 1200 N, por 2 de 450N, en la Tabla 30 se especifica los datos técnicos de los nuevos actuadores lineales.

**Tabla 30.**  
*Especificaciones técnicas de Linear Actuator IP-66*

<b>Nombre</b>	<b>Linear Actuator IP-66</b>
<b>Imagen</b>	
<b>Voltaje de entrada</b>	12V DC
<b>Carrera</b>	10 pulg
<b>Fuerza</b>	450N
<b>Velocidad</b>	2.80"/sec
<b>Clase de protección</b>	IP66
<b>Ruido</b>	db<45(A)
<b>Ciclo de trabajo</b>	20%

**Fuente:** (*Automations Progressive,, 2017*)

Se realiza una prueba final con los nuevos actuadores lineales, como se mencionó anteriormente, la fuerza de estos es menor que los actuadores lineales ECO WORTHY, y el ruido disminuye considerablemente para ser aceptados para realizar el levantamiento y la marcha bípoda en la persona.

En la Tabla 31, se demuestra que cumple con todos los requisitos propuestos en el objetivo y alcance de la tesis, por lo que se acepta esta última prueba y se procede a realizar la toma de datos de los ángulos generados en el levantamiento y la marcha bípoda. El tiempo de marcha también mejoro bastante, el cual bajo a 30 segundo para realizar 2 pasos.

**Tabla 31.**

*Prueba con actuadores lineales IP-66 y actuadores rotacionales*

<b>Prueba</b>	<b>Actuadores</b>	<b>Ubicación</b>	<b>Resultado</b>	<b>Tiempo(s)</b>
<b>Fuerza para el levantamiento</b>	Actuadores lineales	Entre eslabón de fémur y tibia	Si	10
<b>Realización de marcha bípoda</b>	Servomotores y lineales	Articulaciones de cadera y rodilla	SI	30
<b>Uso de muletas para estabilización</b>	N/A	Parte posterior y frontal de la persona	SI	
<b>Ruido generado por los actuadores</b>	N/A	N/A	Aceptable	

### 7.3.1 Análisis de datos en el levantamiento

Como resultado se obtienen las siguientes graficas con respecto al tiempo y ángulo que genera la estructura para el levantamiento.





**Figura 129: Ángulos sin exoesqueleto**

En la Figura 129, se observa el levantamiento normal que se realiza sin ningún tipo de ayuda, el cual la persona forma un ángulo de  $91^\circ$  entre la articulación de la cadera y la articulación de la rodilla, y cuando se levanta este forma un ángulo de  $173^\circ$



**Figura 130: Ángulos con exoesqueleto**

En la Figura 130, se demuestra que se puede llegar a realizar un levantamiento llegando a casi igualar los ángulos que realiza una persona normal, lo que varía es el tiempo en el que este lo realiza, sin embargo, para una persona con problemas de movilidad en los miembros inferiores, le da más seguridad realizar el levantamiento lento, así no tiene una sensación de que pueda caerse al realizar este movimiento.

### 7.3.1.1 Cálculo de errores en el levantamiento

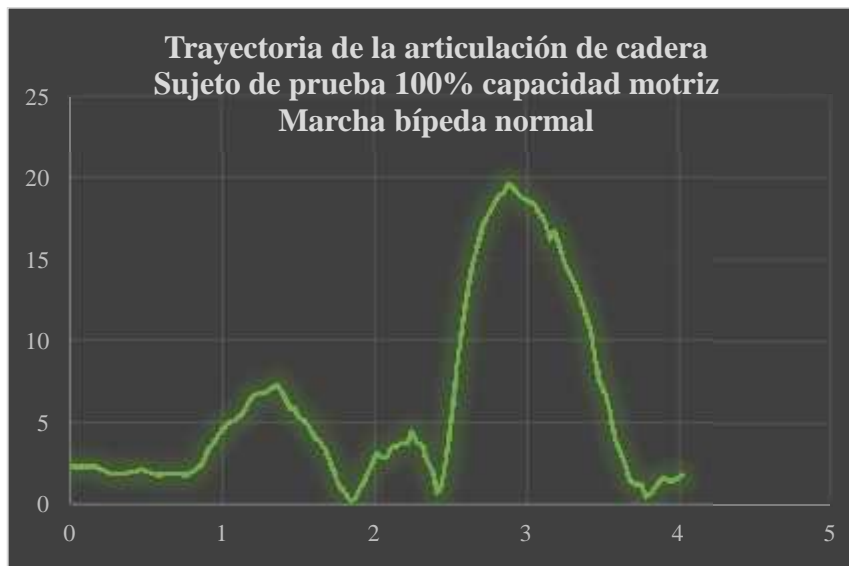
Dato experimental (Con Exoesqueleto) =  $170^\circ$

Dato teórico (Sin exoesqueleto) =  $173^\circ$

$$\text{Error} = \frac{(173-170)}{173} = 1,73\%$$

Se obtiene los siguientes datos en el levantamiento, obteniéndose un error de 1,73% lo cual es aceptable.

### 7.3.2 Análisis de datos en marcha bípeda articulación de la cadera



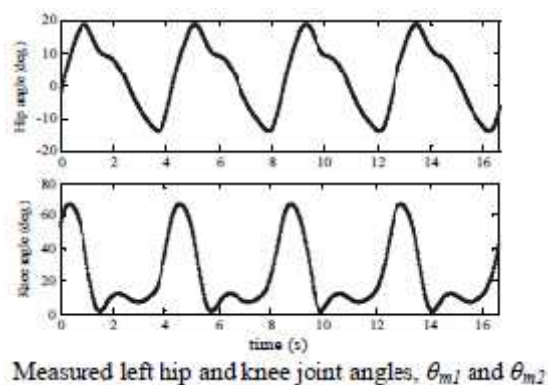
**Figura 131:** *Ángulos de articulación de la cadera sin exoesqueleto*

Para la realización de la caminata, se empezó una marcha bípeda con el inicio del paso izquierdo, se pide realizar al menos 2 pasos; el dato que se muestra en la Figura 131, corresponde al pie derecho el cual realiza un paso completo.



**Figura 132: Ángulo de articulación de la cadera con exoesqueleto**

En la Figura 132, se demuestra una gráfica de los ángulos realizados por el exoesqueleto en la articulación de la cadera parecida a la que se realiza sin el uso del exoesqueleto, lo que se diferencia es en el tiempo de respuesta ya que el exoesqueleto para simular 2 pasos y regresar a una posición inicial se demora alrededor de los 30 segundos.



**Figura 133: Ángulos correspondientes a la articulación de la cadera y rodilla respectivamente**

En la figura 133, seleccionado de la publicación *Model-based Fuzzy Adaptation for Control of a Lower Extremity Rehabilitation Exoskeleton* (Yin Yang, 2009), se demuestra la trayectoria que la persona debe conseguir; y en comparación

con los ángulos obtenidos por el exoesqueleto es bastante similar y llega a cumplir el objetivo de la marcha bípeda en la articulación de la cadera.

### 7.3.3 Análisis de datos en marcha bípeda articulación de rodilla

Se realiza el análisis en comparación de una marcha bípeda con y sin exoesqueleto obteniendo las siguientes graficas:



**Figura 134: Ángulos de articulación de rodilla sin exoesqueleto**

En la Figura 134, se demuestra los ángulos alcanzados para la articulación de la rodilla en la marcha bípeda, tomados de la pierna derecha para su análisis.



**Figura 135: Ángulos de articulación de rodilla con exoesqueleto**

Se observa en la Figura 135, que no cumple a partir del segundo 15, esto se debe a que en realidad la persona no continua la marcha bípeda, sino que esta se regresa

a un punto de inicio, es decir que el exoesqueleto vuelve a su posición inicial la cual es una posición vertical

La programación del exoesqueleto, se la realizó para que de 2 pasos, y al tercer paso, el exoesqueleto regrese al home o posición inicial de marcha, mientras tanto el usuario tendrá la decisión de continuar con la marcha o se podrá sentar. Al realizar una comparación con la Figura 133, se observa que, estos resultados también alcanzan una posición deseada, logrando estos resultados, pero en un rango amplio de tiempo, debido a la velocidad de los actuadores. En Tabla 32, tenemos los errores entre la caminata real y el exoesqueleto, dando como error menor al 5% en lo datos tomados, cabe resaltar que de una muestra de 500 datos se tomó solo 8, siendo los más importantes.

**Tabla 32.**  
***Resultados de prueba con exoesqueleto***

Articulación de la rodilla			Articulación de cadera		
Trayectoria articulación cadera	Trayectoria articulación cadera	e %	Trayectoria articulación de rodilla	Trayectoria articulación de rodilla	e %
Prueba 100% capacidad motriz	Prueba con equipo exoesqueleto		Prueba 100% capacidad motriz	Prueba con equipo exoesqueleto	
Marcha bípeda normal	Marcha programa de exoesqueleto		Marcha bípeda normal	Marcha programa de exoesqueleto	
2,7	2,6	3,70	2,1	2,2	4,76
7,3	7,1	2,74	4,7	4,5	4,26
10,9	11	0,92	0,6	0,6	0,00
14,7	14,5	1,36	2,4	2,3	4,17
32,7	32,9	0,61	7,5	7,8	4,00
48,4	50	3,31	11,2	10,9	2,68
10	10,2	2,00	18,8	18	4,26
4,1	4	2,44	16,7	16,1	3,59

### 7.3.4 Análisis financiero

Este análisis se divide en 2 partes:

Costos directos

Costos indirectos

### 7.3.4.1 Costos directos

Los costos directos, son aquellos valores que están directamente relacionados con el proyecto, para su respectiva construcción.

Materiales ortopédicos detallados en la **Tabla 33**

Materiales mecánicos detallados en la **Tabla 34**

Materiales electrónicos detallados en la **Tabla 35**

Mano de obra detallada en la **Tabla 36**

Costos totales directos


**Tabla 33.**

#### *Materiales Ortopédicos*

<b>Materiales ortopédicos</b>			
<b>Cantidad</b>	<b>Nombre</b>	<b>C. Unitario</b>	<b>C. Total</b>
1	Par de muletas	20	20
1	Cinturón pélvico	40	40
2	Rodilleras ortopédicas	25	50
2	OTP (Ortesis tobillo-pie)	27	54
2	Sujetadores entrepiera	10	20
		<b>Total</b>	<b>184</b>

**Tabla 34.**

#### *Materiales Mecánicos*

<b>Materiales Mecánicos</b>			
<b>Cantidad</b>	<b>Nombre</b>	<b>C.Unitario</b>	<b>C.Total</b>
1	Perfil de aluminio	21,9	21,9
1	Eje de acero	4,76	4,76
2	Servo SAVOX	70	140
8	Rodamientos	22	176
2	Broca de 3mm	1,5	3
2	Actuadores lineales Progressive	150	300
2	fresas	25	50
1	Acero de transmisión de 25,4 mm*150mm	3	3
1	Nylon de 25,4 mm*100mm	10	10
		Continúa	

<b>10</b>	Pernos M3	0,1	1
<b>12</b>	Pernos M5	0,4	4,8
<b>20</b>	Perno M8	0,6	12
<b>2</b>	Anillos de retención	0,5	1
<b>4</b>	Garruchas de muebles	3,5	14
<b>1</b>	Impresión en 3D	80	80
<b>8</b>	Rodamientos	2,75	22
	Total		843,46

**Tabla 35.**  
***Materiales Electrónicos***

<b>Materiales Electrónicos</b>			
<b>Cantidad</b>	<b>Nombre</b>	<b>C. Unitario</b>	<b>C. Total</b>
<b>1</b>	Batería 7,5 V 6A	50	50
<b>1</b>	Regulador	18,5	18,5
<b>1</b>	Módulo de relés	8	8
<b>1</b>	Fuente de voltaje	28	28
<b>2</b>	Pulsadores	1	2
<b>1</b>	Arduino Mega	22	22
<b>1</b>	Baquelita	5	5
<b>4</b>	Resistencias 220ohms	0,08	0,32
<b>3</b>	Interruptores	0,5	1,5
<b>2</b>	Borneras de 3 pines	0,6	1,2
<b>2</b>	Borneras de 2 pines	0,5	1
<b>1</b>	Conector db9	2	2
<b>1</b>	Conector db15	3	3
<b>2</b>	Adaptadores de fuente	2,5	5
<b>1</b>	Acelerómetro	8	8
<b>4</b>	Espadines	0,6	2,4
<b>10</b>	20 metros de cable de timbre	0,5	5
<b>1</b>	Batería 9V	4,5	4,5
	Total		167,42

**Tabla 36.**  
*Mano de obra*

Nombre	Costo/Horas	Total
Tesistas	2,34	936

**Tabla 37.**  
*Costo totales directos*

Costos totales directos	
Nombre	Total
Materiales Ortopédicos	184
Materiales Mecánicos	843,46
Materiales Electrónicos	167,42
Mano de obra	936
	2130,88

#### 7.3.4.2 Costos indirectos

Son los costos que no intervienen directamente en el desarrollo del proyecto, ver *Tabla 38*.

**Tabla 38.**  
*Costos indirectos*

Nombre	Horas	Costo	Costo total
Electricidad	400	0,0824	32,96
Internet	400	0,055	22
		Total	54,96

#### 7.3.4.3 Costo total

Corresponde a la suma entre costos directos y costos indirectos, ver *Tabla 39*.

**Tabla 39.**  
*Costos totales*

Nombre	Total
Costos directos	2130,88
Costos indirectos	54,96
	2185,84



Para la construcción e implementación de este prototipo se lleva a cabo un costo de 2185,84; se excede el valor originalmente propuesto debido a la mano de obra que no se tomó en cuenta en un inicio, sin embargo se obtuvo una estructura funcional, la cual se puede hacer modificaciones pequeñas para poder ser producida a la venta.

## **CAPÍTULO VIII**

### **CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

#### **CONCLUSIONES**

Al cumplir con el diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto para miembros inferiores, se obtuvo las siguientes características.

- Peso aproximado de levantamiento: 100 Kg
- Tiempo de funcionamiento: 30 minutos en marcha continua de los servomotores
- Fuente de alimentación: 12V dc para actuadores lineales y 6v dc para servomotores
- Material de la estructura: Aluminio y fundición de aluminio
- Tiempo de carga de baterías: 3 – 4 horas
- Apoyo y accionamiento: Bastones incluido pulsadores.

El estudio amplio de la bibliografía de la biomecánica y prototipos de exoesqueletos publicados en artículos científicos; detallan la necesidad de la utilización actuadores hidráulicos y neumáticos cuando el prototipo este orientado al aumento de potencia muscular, y actuadores eléctricos cuando este orientado a prototipos de ayuda a personas con pérdida de actividad motriz en sus miembros inferiores.

La determinación de la ubicación de los soportes del fémur y rodilla, esta basados en la medidas antropométricas del sujeto de prueba dados los segmentos por Winter, la mala ubicación puede llegar atrofiar el tendón; en el caso del eslabón de fémur se debe colocar un soporte de glúteo para soporte del sujeto de prueba, la articulación de la cadera, debe coincidir con la cabeza del fémur, y la articulación de la rodilla debe coincidir con su homólogo.

El diseño electrónico cuenta con un módulo de relés con el funcionamiento de puente H, para controlar la entrada y salida del vástago de los actuadores lineales, su corriente es superior a los 7A.

En la articulación de la rodilla, es necesario la utilización de actuadores lineales, con fuerza de 450N aplicados directamente sobre la carga. Los actuadores rotacionales son utilizados en la articulación de cadera con un torque de 5Nm para la realización de la marcha bípeda.

El cinturón de soporte del cuerpo debe ir a la altura de la cresta iliaca, evitando lastimar al sujeto de prueba.

El levantamiento del sujeto de prueba es realizado por actuadores lineales eléctricos, ubicados como musculo biarticulado, desde el eslabón de fémur hasta el eslabón de tibia-peroné.

El uso de acelerómetros análogos, puede llevar a toma de datos inexactos, o usar un filtro debido a que estos son muy sensibles y al movimiento brusco, toman datos erróneos, mientras que un acelerómetro digital, es sensible, pero al tomar datos no presentan estos problemas.

Se utiliza una OTP (Ortesis tobillo- pie), con un taco el cual cumple la función de hacer la caminata mediante punta – talón, evitando heridas o daño a tendones.

El sistema de control usado para el levantamiento y la marcha es un sistema de control en lazo cerrado, permite controlar el levantamiento y la marcha bípeda teniendo siempre una retroalimentación para realizar cada paso, pasos realizados por medio de una marcha programada.

Se planteó el uso de baterías para controlar el exoesqueleto, por la utilización de actuadores lineales, y el consumo alto del amperaje de los mismos, se utiliza una fuente de 12V y 19A.

El error obtenido en el seguimiento de trayectorias de las articulaciones del sujeto de prueba en una marcha 100% normal, con respecto a las articulaciones del exoesqueleto con sujeto de prueba en una marcha programada es inferior al 5%, identificando las trayectorias similares en un 5%, siendo la variable tiempo con mayor diferencia, debido a las velocidades de los actuadores rotacionales y lineales.

## RECOMENDACIONES

La utilización de materiales livianos como duraluminio, permiten que la estructura completa sea liviana, razón siendo un material apto para el cambio en la estructura.

Los actuadores rotacionales (servomotores – digitales), presentan un pequeño ruido siendo esta la necesidad no exigente de cambio de actuadores.

Un sistema de control, como un PID FUZZY, se lograr tener una mejor estabilización del sistema presentando una marcha bípeda más real del exoesqueleto.

El aumento de grados de libertad, hasta 6 DOF's se lo realiza si se requiere realizar el movimiento del tobillo, se obtiene una mejor estabilización y hasta 9 grados de libertad para controlar movimientos de cadera.

La selección de actuadores está enfocada en la utilización de este prototipo como equipo de rehabilitación, siendo los actuadores hidráulicos y neumáticos no aptos para este propósito.

## BIBLIOGRAFÍA

- Al Rezage, G., & Tokhi, M. (30 de Junio de 2016). Fuzzy PID Control of Lower Limb Exoskeleton for Elderly Mobility. *IEEE*, 6. doi:10.1109/AQTR.2016.7501310
- Automations Progressive,. (2017). *Linear Actuator*. Recuperado el 12 de Junio de 2017, de Linear Actuator: <https://www.actuatorzone.com/electric-linear-actuator#!prettyPhoto>
- Avila Chaurand, R., Prado León, L., & Gonzáles Muñoz, E. L. (05 de Mayo de 2015). *ResearchGate*. Recuperado el 11 de Mayo de 2017, de [https://www.researchgate.net/publication/31722433\\_Dimensiones\\_antropometricas\\_de\\_la\\_poblacion\\_latinoamericana\\_Mexico\\_Cuba\\_Colombia\\_Chile\\_R\\_Avila\\_Chaurand\\_LR\\_Prado\\_Leon\\_EL\\_Gonzalez\\_Munoz](https://www.researchgate.net/publication/31722433_Dimensiones_antropometricas_de_la_poblacion_latinoamericana_Mexico_Cuba_Colombia_Chile_R_Avila_Chaurand_LR_Prado_Leon_EL_Gonzalez_Munoz)
- Baiden, D., & Ivlev, O. (24 de Junio de 2013). Human-Robot-Interaction Control for Orthoses with Pneumatic Soft-Actuators – Concept and Initial Trails. *IEEE*, 6. doi:10.1109/ICORR.2013.6650353
- Ballesteros, M., & Maritnez, J. (2015). Diseño Mecánico y construcción de un exoesqueleto de miembros inferiores que emula la marcha humana.
- Banala, S. K., Agrawal, S. K., & Scholz, J. P. (12-15 de Junio de 2007). Active Leg Exoskeleton (ALEX) for Gait Rehabilitation of Motor-Impaired Patients. *IEEE*, 7. doi:10.1109/ICORR.2007.4428456
- Biología puntocom. (21 de Abril de 2010). *Planos y secciones del cuerpo humano*. Recuperado el 03 de Abril de 2017, de [http://biologiapuntocom.blogspot.com/2010\\_04\\_01\\_archive.html](http://biologiapuntocom.blogspot.com/2010_04_01_archive.html)
- Bravo Quinatoa, X. A., & Comina Tubón, M. E. (Febrero de 2017). *Rediseño y mejora de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla) con monitoreo de temperatura y humedad mediante aplicación para teléfonos móviles*. Recuperado el 20 de Mayo de 2017, de <http://repositorio.espe.edu.ec/handle/21000/12810>
- Centro de Valoración de Daños. (s.f.). *Biomecánica*. Recuperado el 14 de Enero de 2017, de <http://www.centrodevaloracion.com/web/index.htm>

- CONADIS. (Octubre de 2016). *Información Estadística de Personas con Discapacidad Registradas*. Recuperado el 05 de Abril de 2017, de <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadistica/index.html>
- Chen, D., Ning, M., Zhang, B., & Yang, G. (23 de Abril de 2015). Control Strategy of the Lower-Limb Exoskeleton Based On the EMG Signals. *IEEE*, 5. doi:10.1109/ROBIO.2014.7090701
- Chourio, P. (s.f.). *Educación Física Deporte, Recreación, Ambiente y Salud*. Recuperado el 20 de Abril de 2017, de <https://pedrochourio.jimdo.com/biomec%C3%A1nica/planos-del-cuerpo/>
- Davis, R., Ounpuu, S., DeLuca, P., & Romness, M. (14 de Agosto de 2002). Clinical Gait Analysis and Its Role in Treatment Decision-Making. *Medscape*, 2. Recuperado el 05 de Abril de 2017, de [http://www.medscape.com/viewarticle/440148\\_1](http://www.medscape.com/viewarticle/440148_1)
- Eco-Worthy. (2015). *Stoke Linear Actuator*. Recuperado el 12 de Mayo de 2017, de <http://www.eco-worthy.com/catalog/worthy-12300mm-stoke-linear-actuator-1500n-57mms-p-431.html>
- Grosso, J., & Tibaduiza, D. (2009). Diseño conceptual de un exoesqueleto para asistir la rehabilitación de miembro inferior. *Congreso Internacional de Ingeniería Mecatrónica - UNAB*, 1(1), 6. Recuperado el 05 de Abril de 2017, de <http://revistas.unab.edu.co/index.php?journal=mecatronica&page=article&op=view&path%5B%5D=1240&path%5B%5D=1251>
- Guzmán Valdivia, C. H. (20 de Agosto de 2010). *Construcción de un Robot Bípedo Basado en Caminado*. Recuperado el 06 de Abril de 2017, de <http://www.cenidet.edu.mx/subplan/biblio/seleccion/Tesis/MK%20Cesar%20Huberto%20Guzman%20Valdivia%202010.pdf>
- Hernández Stengele, F. (14 de Mayo de 2008). *Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana*. Recuperado el 19 de Mayo de 2017, de [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lep/hernandez\\_s\\_f/](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/)

- Hirota, K., & Murakami, T. (13 de Junio de 2016). New exoskeleton structure and control algorithm considering walking characteristics. *IEEE*, 7. doi:10.1049/cp.2015.1524
- Instituto Ecuatoriano de Normalización (INEN). (2014). *Prótesis de miembros externos y ortesis externas. Requisitos y métodos de ensayo (ISO 22523:2006, IDT)*. Quito. Recuperado el 07 de Abril de 2017, de <http://www.aenor.es/aenor/normas/normas/fichanorma.asp?tipo=N&codigo=N0038676#.WYo1u1XyjIU>
- José Acero. (11 de Febrero de 2013). *Biomecánica*. Recuperado el 14 de Enero de 2017, de <http://g-se.com/es/biomecanica/blog/jose-a-acero-jauregui>
- Lee, J.-w., Kim, H., Jang, J., & Park, S. (06 de Enero de 2014). A Simulation Study on the Control of Lower Extremity Exoskeleton for Assistance of Human Locomotion. *IEEE*, 4. doi:10.1109/ISR.2013.6695684
- Lerner, Z. F., Damiano, D. L., & Bulea, T. C. (18 de Octubre de 2016). A Robotic Exoskeleton to Treat Crouch Gait from Cerebral Palsy: Initial Kinematic and Neuromuscular Evaluation. *IEEE*, 4. doi:10.1109/EMBC.2016.7591169
- Liu, D., Tang, Z., & Pei, Z. (01 de Octubre de 2015). The Motion Control of Lower Extremity Exoskeleton Based on RBF Neural Network Identification\*. *IEEE*, 5. doi:10.1109/ICInfA.2015.7279587
- Lugo, E., Ponce, P., Molina, A., & Castro, S. (Agosto de 2014). CoSimulación del Diseño Biomecánico para un Exoesqueleto Robótico del Miembro Inferior. *SCIELO*, 35(02). Obtenido de [http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0188-95322014000200004](http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0188-95322014000200004)
- Ma, S., Yao, J., Wei, X., & Zhu, Y. (3-5 de Octubre de 2016). Topology Optimization Design of 6-DOF Lower Extremity Exoskeleton Leg for Load Carrying. *IEEE*, 6. doi:10.1109/IMCEC.2016.7867509
- Medrano, J. A., Zendejas Hernandez, I., & Sandoval Rodríguez, R. (03 de Noviembre de 2016). Diseño de un Exoesqueleto de Miembros Inferiores para la Movilidad de Personas con Paraplejia. *IEEE*. Recuperado el 05 de Mayo de 2017

- Miranda Linares, D., Alrezage, G., & Tokhi, M. (09 de Noviembre de 2015). Control of lower limb exoskeleton for elderly assistance on basic mobility tasks. *IEEE*, 6. doi:10.1109/ICSTCC.2015.7321333
- Mohd Zawawi, Z. F., Elamvazuthi, I., Aziz, A. A., Mazlan, S. F., & Abd Rahim, N. K. (2017). Dynamic Analysis of Three Degree of Freedom (3-DOF) Exoskeleton for Lower Extremities. *IEEE*. doi:10.1109/ROMA.2016.7847834
- Niu, I., Song, Q., & Wang, X. (19 de Junio de 2014). Fuzzy PID Control for Passive Lower Extremity Exoskeleton in Swing Phase. *IEEE*, 4. doi:10.1109/ICEIEC.2013.6835483
- Norton, R. L. (2011). *Diseño de Máquinas*. (A. Brito, Trad.) México: PEARSON. Recuperado el 12 de Enero de 2017
- Oliveros Acosta, E., Quintero, V., & Velasco Toledo, N. (20 de Mayo de 2013). *Selección de actuadores y sensores para el tobillo y rodilla de emi-umng*. Recuperado el 06 de Mayo de 2017, de Selección de actuadores y sensores para el tobillo y rodilla de emi-umng: [http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0124-81702013000100004](http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0124-81702013000100004)
- Park, J.-H., Lee, J.-S., Shin, J.-S., & Cho, B.-K. (2015). Design of a Lower Limb Exoskeleton Including Roll Actuation to Assist Walking and Standing Up. *IEEE*. doi:10.1109/HUMANOIDS.2015.7363575
- Pons, J. (s.f.). *Wearable Robots Biomechatronic Exoskeletons*. WILEY. Recuperado el 10 de Marzo de 2017, de <https://books.google.com.ec/books?id=ovCkTEKEmkkC&printsec=frontcover&hl=es#v=onepage&q&f=false>
- Sánchez Lacuesta, J. (2006). *Biomecánica De La Marcha Humana Normal y Patológica* (Vol. 1). (I. d. Valencia, Ed.) Valencia, España. Recuperado el 14 de Enero de 2017, de [https://books.google.com.ec/books/about/Biomec%C3%A1nica\\_de\\_la\\_marcha\\_humana\\_normal.html?hl=es&id=wkAcOwAACAAJ&redir\\_esc=y](https://books.google.com.ec/books/about/Biomec%C3%A1nica_de_la_marcha_humana_normal.html?hl=es&id=wkAcOwAACAAJ&redir_esc=y)



- Taherifar, A., Vossoughi, G., Ghafari, A., & Jokar, M. (18 de Diciembre de 2014). A Fast Kinematic-Based Control Method for Lower-limb Power Augmentation Exoskeleton. *IEEE*, 6. doi:10.1109/ICRoM.2014.6990981
- Tristancho, J., Vargas, L., & Contreras, L. (2012). Análisis biomecánico de marcha humana a través de técnicas de modelaje. *IEEE*. Recuperado el 02 de Mayo de 2017, de <http://biblioteca.ucp.edu.co/OJS/index.php/entrecei/article/view/600/565>
- Wang, S., Wang, L., Meijneke, C., Van Asseldonk, E., & Hoellinger, T. (30 de Octubre de 2014). Design and Control of the MINDWALKER Exoskeleton. *IEEE*, 33, 10. doi:10.1109/TNSRE.2014.2365697
- Wang, Z., Zhu, S., Chen, Q., Zhang, X., & Song, Y. (23 de Noviembre de 2015). Sliding Mode Control of Electro-hydraulic Servo System for Lower-limb Exoskeleton Based on RBF Neural Network. *IEEE*, 5. doi:10.1109/ICIEA.2015.7334088
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (Cuarta ed.). Canada: WILEY. Recuperado el 11 de Abril de 2017
- Wu, C., Zhang, T., Liao, Y., Wang, C., Wu, G., & Wu, X. (29 de Agosto de 2016). Self-adaptive Control Strategy for Exoskeleton to Help Paraplegic Patients Stand Up and Sit Down. *IEEE*. doi:10.1109/ChiCC.2016.7554328
- Yin Yang, C. Y.-M. (01 de Septiembre de 2009). Model-based Fuzzy Adaptation for Control of a lower Extremity Rehabilitation Exoskeleton. *IEEE*, 350-355. doi:10.1109/AIM.2009.5229990
- Zhiyong, T., Di, S., Difei, L., Zhaoqin, P., Longlong, H., & Zhongcai, P. (17 de Enero de 2014). Electro-hydraulic Servo System For Human Lower-limb Exoskeleton Based On Sliding Mode Variable Structure Control. *IEEE*, 5. doi:10.1109/ICInfA.2013.6720360