





**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL**

**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA E  
INDUSTRIAS**

**CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

**DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN EXOESQUELETO  
PARA PACIENTES CON LESIONES MEDULARES**

**TRABAJO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO  
DE INGENIERA MECATRÓNICA**

**ERIKA PAOLA TRIVIÑO TONATO**

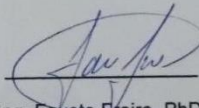
**DIRECTOR: ING. FAUSTO FREIRE. PhD.**

**Quito, Junio 2016**

© Universidad Tecnológica Equinoccial. 2016  
Reservados todos los derechos de reproducción

## CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo que lleva por título "Diseño y construcción de un exoesqueleto para pacientes con lesiones medulares", que, para aspirar al título de **Ingeniero Mecatrónico** fue desarrollado por **Erika Paola Triviño Tonato**, bajo mi dirección y supervisión, en la Facultad de Ciencias de la Ingeniería e industrias; y cumple con las condiciones requeridas por el reglamento de Trabajos de Titulación artículos 18 y 25.



Ing. Fausto Freire. PhD.

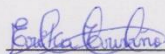
**DIRECTOR DEL TRABAJO**

C.I. 1802424737.

## DECLARACIÓN

Yo **ERIKA PAOLA TRIVIÑO TONATO**, declaro que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

La Universidad Tecnológica Equinoccial puede hacer uso de los derechos correspondientes a este trabajo, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normativa institucional vigente.



ERIKA PAOLA TRIVIÑO TONATO

C.I. 0802912824.

Quito, 28 de abril del 2016

Señores

**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL**

Ciudad.-

Erika Triviño de la Universidad Tecnológica Equinoccial planteó a la Fundación Hermano Miguel de Quito como proyecto de vinculación, un exoesqueleto de miembro inferior para personas con lesiones medulares para el cual la Fundación Hermano Miguel entregó en diciembre de 2014 \$1.068,00 en material para la estructura mecánica, además de la guía dada por nuestro Técnico Juan Carlos Moreano para el diseño.

Esto se ha realizado en calidad de auspicio y debido a que el producto final será entregado a la Fundación además de la capacitación al fisioterapeuta que hará uso de ella para la rehabilitación de las personas con discapacidad.

Esperamos seguir desarrollando este tipo de proyectos con UTE que reflejan su aporte vanguardista a la sociedad.

Atentamente,

  
Verónica Suárez

fundación  
**HermanoMiguel**  
Dpto. de Gestión y Desarrollo

DIRECTORA DE GESTIÓN Y DESARROLLO

FUNDACIÓN HERMANO MIGUEL

## DEDICATORIA

Dedico el presente trabajo de titulación con mucho amor a Dios y a mis padres **Edieson Triviño y Marcela Tonato** por darme la oportunidad de estudiar pero sobre todo por su gran ejemplo, amor incondicional y todo lo que poseo: mis valores, mis principios, mi respeto hacia los demás. Por estar siempre conmigo impulsándome y dándome las fuerzas necesarias para continuar luchando día tras día, superando todos los obstáculos hasta lograrlo que me proponga.

A mis hermanos **Marcelo y Nidia** por su apoyo y cariño incondicional en las buenas y en las malas situaciones y por darme la energía en los momentos más difíciles.

A mis Familiares por su cariño incondicional y apoyo en todo momento, por ser esas personas que día a día iluminan mi camino.

Finalmente a mis amigos por ser parte de esta gran etapa de mi vida e incondicionalmente apoyarme en todo momento compartiendo todas las situaciones que la vida nos ha puesto en el camino.

A todos ellos

Muchísimas gracias de corazón

“Nuestra recompensa se encuentra en el esfuerzo y no en el resultado. Un esfuerzo total es una victoria completa”

## **AGRADECIMIENTOS**

Al finalizar este trabajo de titulación y esta nueva etapa de mi vida es para mí un motivo de orgullo poder expresar mi gratitud a quienes estuvieron presentes y fueron pilares fundamentales para alcanzar este objetivo.

**Agradezco a Dios**, por darme la vida, por otorgarme todas las personas que tengo a mi alrededor: mi familia y mis amigos, y por hacer posible esta meta.

**A mis Padres, Edieson Triviño y Marcela Tonato**, por haberme guiado con su ejemplo y valores en el transcurso de mi vida, por su amor, su comprensión, su apoyo incondicional y nunca dejar que me rinda ante las adversidades que se me presentaban. Gracias por ser los mejores padres.

**A mis hermanos Marcelo y Nidia**, por su cariño, generosidad y motivación para alcanzar este objetivo.

**A mis amigos**, que estuvieron conmigo y compartimos muchas experiencias, tristezas y triunfos. Por ese apoyo constante y por ser parte de esta gran etapa.

**A mis profesores**, que compartieron sus conocimientos en mi desarrollo profesional. Gracias por sus consejos enseñanzas durante mis estudios

**A la Fundación “Hermano Miguel”**, que compartieron conmigo sus conocimientos y experiencias para el desarrollo de la presente tesis.



**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL**  
BIBLIOTECA UNIVERSITARIA



**FORMULARIO DE REGISTRO BIBLIOGRÁFICO**  
**PROYECTO DE TITULACIÓN**

DATOS DE CONTACTO	
CÉDULA DE IDENTIDAD:	0802912824
APELLIDO Y NOMBRES:	TRIVIÑO TONATO ERIKA PAOLA
DIRECCIÓN:	QUESERAS DEL MEDIO Y EQUINOCCIO
EMAIL:	IARAYKEYEI@HOTMAIL.COM
TELÉFONO FIJO:	022544112
TELÉFONO MÓVIL:	0987681331

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN EXOESQUELETO PARA PACIENTES CON LESIONES MEDULARES
AUTOR O AUTORES:	ERIKA PAOLA TRIVIÑO TONATO
FECHA DE ENTREGA DEL PROYECTO DE TITULACIÓN:	01 DE JUNIO DEL 2016
DIRECTOR DEL PROYECTO DE TITULACIÓN:	ING. FAUSTO FREIRE. Ph.D.
PROGRAMA	PREGRADO <input checked="" type="checkbox"/> POSGRADO <input type="checkbox"/>
TÍTULO POR EL QUE OPTA:	INGENIERIA EN MECATRÓNICA
RESUMEN:	El presente proyecto de titulación centró sus estudios en el desarrollo de un sistema capaz de realizar actividades de rehabilitación para personas con discapacidad parcial o total en los miembros inferiores con el principal objetivo de aportar a su recuperación. La estructura mecánica fue desarrollada en conjunto con una fundación que tiene convenio con la universidad, la cual ha propuesto un sistema provisto de articulaciones dispuestas de tal manera que permiten el levantamiento, caminado y



	<p>sentado de la estructura junto con el paciente. Para poder otorgar movimiento a este dispositivo, se analizó todas las opciones disponibles en el mercado encontrando actuadores eléctricos, mecánicos e hidráulicos; luego de dicho análisis la opción más viable y adecuada para el prototipo fueron los actuadores eléctricos lineales, elementos que permiten realizar las acciones propuestas en este proyecto de titulación. La metodología empleada para lograr los objetivos propuestos inició con el estudio del caso en la fundación, recopilación de información de los sistemas disponibles y pruebas preliminares. Finalizando los estudios base, la estructura fue diseñada en conjunto con la fundación para poder integrar un sistema de actuadores capaces de ser controlados de manera sencilla. Cálculos que demuestran la certeza de la instalación de los mismos son presentados, así como la interfaz de usuario implementada y la programación desarrollada. Los resultados del prototipo son altamente favorables al otorgar un sistema capaz de ser probado en varios pacientes, otorgar diferentes opciones de programación y una interfaz amigable con el usuario.</p>
<p><b>PALABRAS CLAVES:</b></p>	<p>Exoesqueleto                  Tiempo real                  Actuador lineal                  Esfuerzo axial                  Control digital                  Ciclo de marcha                  Rehabilitación                  Esfuerzo de flexión</p>

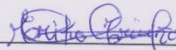


	<p>Interfaz humano máquina Control serial Fuente de poder</p>
<p>ABSTRACT:</p>	<p>Present project focused it studies in the development of a system capable of performing rehabilitation activities for disable people without lower mobility. Mechanical structure was developed together associated with a foundation, which has proposed a system holding articulations according with the human body movement; this will allow the patient to stand up and performing standing rehabilitation. To move this structure all market available options where studied, after performed studies linear actuators where chosen for this activities. Used methodology starts with the foundation patient and it case, gathering information of all available systems and base tests. After base studies are performed, mechanical structure is built in association with the foundation to integrate the electrical linear actuators. Demonstrative calculation is shown, also human machine interface. Prototype results are shown; developed system gives favorable results when treating disable people.</p>
<p>KEYWORDS</p>	<p>Exoskeleton Real time Linear actuator Axial strain Digital control Gait cycle Rehabilitation</p>



	Bending stress Human Machine Interface Serial control Power source
--	---

Se autoriza la publicación de este Proyecto de Titulación en el Repositorio Digital de la Institución.

f. 

TRIVIÑO TONATO ERIKA PAOLA

0802912824

### **DECLARACIÓN Y AUTORIZACIÓN**

Yo, **TRIVINO TONATO ERIKA PAOLA**, CI. 0802912824 autor/a del proyecto titulado: **DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN EXOSQUELETO PARA PACIENTES CON LESIONES MEDULARES** previo a la obtención del título de **INGENIERIA EN MECATRÓNICA** en la Universidad Tecnológica Equinoccial.

1. Declaro tener pleno conocimiento de la obligación que tienen las Instituciones de Educación Superior, de conformidad con el Artículo 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior, de entregar a la SENESCYT en formato digital una copia del referido trabajo de graduación para que sea integrado al Sistema Nacional de información de la Educación Superior del Ecuador para su difusión pública respetando los derechos de autor.
2. Autorizo a la BIBLIOTECA de la Universidad Tecnológica Equinoccial a tener una copia del referido trabajo de graduación con el propósito de generar un Repositorio que democratice la información, respetando las políticas de propiedad intelectual vigentes.

**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL**

**BIBLIOTECA UNIVERSITARIA**



Quito, 06 de Junio del 2016

f.

**TRIVIÑO TONATO ERIKA PAOLA**

0802912824

Quito, 06 de Junio del 2016

**CARTA DE AUTORIZACIÓN**

Yo, **PAREDES MARÍA EUGENIA** con cédula de identidad N.- 170359991-8 en calidad de Directora Ejecutiva de la Fundación Hermano Miguel autorizo a **TRIVIÑO TONATO ERIKA PAOLA**, realizar la investigación para la elaboración de su proyecto de titulación "DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN EXOSQUELETO PARA PACIENTES CON LESIONES MEDULARES", basada en la información proporcionada por la compañía.

*Fundación*  
**HermanoMiguel**  
Directora Ejecutiva

f.

**PAREDES MARÍA EUGENIA**

170359991-8

# ÍNDICE DE CONTENIDOS

	PÁGINA
<b>RESUMEN</b> .....	viii
<b>ABSTRACT</b> .....	ix
<b>1. INTRODUCCIÓN</b> .....	10
<b>2. MARCO TEÓRICO</b> .....	3
2.1 CARACTERÍSTICAS FISIOLÓGICAS Y ANATÓMICAS DEL MIEMBRO INFERIOR.....	3
2.1.2. MÚSCULOS DE LA CADERA.....	4
2.2. ANATOMÍA DE LA RODILLA .....	15
2.2.3. ANATOMÍA DEL PIE .....	17
2.3. EXOESQUELETOS.....	20
2.3.1. HARDIMAN .....	21
<b>3. METODOLOGIA</b> .....	41
<b>4. DISEÑO</b> .....	47
4.1. FABRICACIÓN DEL PROTOTIPO.....	44
4.2. JUSTIFICACIÓN DE LOS MATERIALES .....	49
4.3. PROCESO DE CONSTRUCCIÓN.....	51
4.4. CÁLCULOS CINEMÁTICOS DE LA ESTRUCTURA.....	52
4.5. DISEÑO EN SOLIDWORKS.....	67
4.5.1. ANÁLISIS DE ESFUERZOS .....	68
4.6. SISTEMA DE CONTROL.....	70
<b>5. ANÁLISIS DE RESULTADOS</b> .....	77

DIAGNÓSTICO.....	81
<b>6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....</b>	<b>82</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>85</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>94</b>

# ÍNDICE DE FIGURAS

	<b>PÁGINA</b>
<b>Figura 1.</b> Planimetría del cuerpo Humano.....	<b>3</b>
<b>Figura 2.</b> Estructura ósea de la cadera Humana.....	<b>4</b>
<b>Figura 3.</b> Estructura muscular anterior externa de la cadera humana.....	<b>5</b>
<b>Figura 4.</b> Músculos estabilizadores de la cadera .....	<b>6</b>
<b>Figura 5.</b> Articulación de la cadera humana.....	<b>6</b>
<b>Figura 6.</b> Ejes y movimientos articulares de la cadera.....	<b>7</b>
<b>Figura 7.</b> Flexión-Extensión de la cadera en diferentes posturas.....	<b>8</b>
<b>Figura 8.</b> Abducción-Aducción de la cadera en diferentes posturas .....	<b>8</b>
<b>Figura 9.</b> Rango de movimiento de la articulación de la cadera.....	<b>9</b>
<b>Figura 10.</b> Circunducción de la cadera.....	<b>9</b>
<b>Figura 11.</b> Estructura ósea y muscular de la pierna humana .....	<b>10</b>
<b>Figura 12.</b> Estructura ósea de la pierna humana .....	<b>11</b>
<b>Figura 13.</b> Vista posterior y anterior del fémur .....	<b>11</b>
<b>Figura 14.</b> Rótula.....	<b>12</b>
<b>Figura 15.</b> Vista anterior y posterior de la tibia y peroné .....	<b>12</b>
<b>Figura 16.</b> Músculos principales de la sección superior pierna humana .....	<b>13</b>
<b>Figura 17.</b> Músculos principales de la sección inferior pierna humana. ....	<b>14</b>
<b>Figura 18.</b> Extensión de la rodilla en diferentes posturas.....	<b>15</b>
<b>Figura 19.</b> Articulación de rodilla.....	<b>16</b>



<b>Figura 20.</b> Movimiento de la rodilla .....	<b>16</b>
<b>Figura 21.</b> Articulación del tobillo. ....	<b>17</b>
<b>Figura 22.</b> Rangos de movimiento del tobillo humano .....	<b>17</b>
<b>Figura 23.</b> Estructura ósea del pie humano .....	<b>18</b>
<b>Figura 24.</b> Evolución de los exoesqueletos .....	<b>21</b>
<b>Figura 25.</b> Tabla de reacciones.....	<b>25</b>
<b>Figura 26.</b> Persona en posición establecida en la tabla de reacciones.....	<b>26</b>
<b>Figura 27.</b> Contacto inicial en la fase de caminado.....	<b>30</b>
<b>Figura 28.</b> Respuesta a la carga .....	<b>30</b>
<b>Figura 29.</b> Postura media.....	<b>31</b>
<b>Figura 30.</b> Postura terminal.....	<b>32</b>
<b>Figura 31.</b> Fase de pre-balanceo .....	<b>32</b>
<b>Figura 32.</b> Fase de balanceo inicial.....	<b>33</b>
<b>Figura 33.</b> Balanceo medio .....	<b>34</b>
<b>Figura 34.</b> Fase final de balanceo .....	<b>34</b>
<b>Figura 35.</b> Software LABVIEW .....	<b>37</b>
<b>Figura 36.</b> Paquete de desarrollo ARDUINO en LABVIEW.....	<b>38</b>
<b>Figura 37.</b> Módulo de simulación SOLIDWORKS .....	<b>39</b>
<b>Figura 38:</b> Metodología mecatrónica.....	<b>42</b>
<b>Figura 39.</b> Requerimientos de medidas para el paciente .....	<b>43</b>
<b>Figura 40.</b> Cuadro de articulaciones de la fundación .....	<b>50</b>
<b>Figura 41.</b> Posición de la articulación mecánica .....	<b>52</b>

<b>Figura 42.</b> Estructura del exoesqueleto.....	<b>53</b>
<b>Figura 43.</b> Segmentos y GDL del exoesqueleto.....	<b>54</b>
<b>Figura 44.</b> Actuador lineal eléctrico de 6 pulgadas de carrera .....	<b>55</b>
<b>Figura 45.</b> Ángulos de las articulaciones de los miembros inferiores.....	<b>58</b>
<b>Figura 46.</b> Esquema cinemático del exoesqueleto y actuadores lineales ...	<b>59</b>
<b>Figura 47.</b> Persona en posición sentada con los brazos extendidos.....	<b>61</b>
<b>Figura 48.</b> Esquema del cuerpo en posición sentada y fuerzas que intervienen para ponerse de pie .....	<b>66</b>
<b>Figura 49.</b> Diseño de la estructura en SOLIDWORKS .....	<b>67</b>
<b>Figura 50.</b> DCL del segmento del muslo del exoesqueleto .....	<b>69</b>
<b>Figura 51.</b> Interacción Humano-máquina de un exoesqueleto avanzado ...	<b>71</b>
<b>Figura 52.</b> Diagrama de flujo del sistema implementado .....	<b>72</b>
<b>Figura 53.</b> Pantalla principal HMI .....	<b>72</b>
<b>Figura 54.</b> Pantalla de rutinas establecidas y control manual .....	<b>73</b>
<b>Figura 55.</b> Programación del sistema de control en modo manual. ....	<b>74</b>
<b>Figura 56.</b> Diagrama unifilar de inversión de giro de motor usando relés ...	<b>75</b>
<b>Figura 57.</b> Rutina de sentado del prototipo. ....	<b>75</b>
<b>Figura 58.</b> Tiempos de trabajo para realizar el caminado .....	<b>76</b>
<b>Figura 59.</b> Platinas de sujeción de los actuadores .....	<b>77</b>
<b>Figura 60.</b> Disposición de los actuadores .....	<b>78</b>
<b>Figura 61.</b> Medición de corriente en los actuadores.....	<b>79</b>
<b>Figura 62.</b> Gráfica de relación entre carga y corriente .....	<b>80</b>

# ÍNDICE DE TABLAS

	<b>PÁGINA</b>
<b>Tabla 1.</b> Rangos de movimiento de BLEEX en cada articulación.....	<b>19</b>
<b>Tabla 2.</b> Rangos de movimiento en cada articulación .....	<b>20</b>
<b>Tabla 3.</b> Longitudes de cada segmento y ubicación del centro de gravedad en relación porcentual medidas respecto al punto terminal más cercano .....	<b>27</b>
<b>Tabla 4.</b> Resumen del cálculo de los segmentos de todo el cuerpo para encontrar el centro de masa. ....	<b>28</b>
<b>Tabla 5.</b> Fases de caminado y los ángulos correspondientes .....	<b>35</b>
<b>Tabla 6.</b> Especificaciones técnicas ARDUINO R3.....	<b>36</b>
<b>Tabla 7.</b> Propiedades mecánicas del propileno .....	<b>40</b>
<b>Tabla 8.</b> Modelos de barras de aluminio serie 1003 A.....	<b>50</b>
<b>Tabla 9.</b> Modelos de barras de aluminio serie 3250 <sup>a</sup> .....	<b>51</b>
<b>Tabla 10.</b> Longitud porcentual de cada segmento del cuerpo respecto a la estatura.....	<b>62</b>
<b>Tabla 11.</b> Puntos extremos de los segmentos del cuerpo .....	<b>63</b>
<b>Tabla 12.</b> Porcentaje másico de cada segmento respecto a la masa total del cuerpo.....	<b>63</b>
<b>Tabla 13.</b> Distancia porcentual promedio de la ubicación del centro de gravedad en cada segmento del cuerpo humano.....	<b>64</b>
<b>Tabla 14.</b> Estimación de las masas del paciente, longitudes y distancias al centro de gravedad.....	<b>65</b>
<b>Tabla 15.</b> Mediciones de corriente sin el paciente.....	<b>79</b>

## INDICE DE ANEXOS

	<b>PÁGINA</b>
<b>ANEXO 1.</b> Especificaciones técnicas de los actuadores .....	<b>94</b>
<b>ANEXO 2.</b> Parámetros geométricos del actuador lineal para muslo y pierna .....	<b>95</b>
<b>ANEXO 3.</b> Diagrama Unifilar de conexión del sistema .....	<b>97</b>
<b>ANEXO 4.</b> Diagrama de flujo de los actuadores lineales.....	<b>98</b>
<b>ANEXO 5.</b> Instructivo de arranque y funcionamiento del exoesqueleto .....	<b>99</b>

## RESUMEN

El presente proyecto de titulación centró sus estudios en el desarrollo de un sistema capaz de realizar actividades de rehabilitación para personas con discapacidad parcial o total en los miembros inferiores con el principal objetivo de aportar a su recuperación. La estructura mecánica fue desarrollada en conjunto con una fundación que tiene convenio con la universidad, la cual ha propuesto un sistema provisto de articulaciones dispuestas de tal manera que permiten el levantamiento, caminado y sentado de la estructura junto con el paciente. Para poder otorgar movimiento a este dispositivo, se analizó todas las opciones disponibles en el mercado encontrando actuadores eléctricos, mecánicos e hidráulicos; luego de dicho análisis la opción más viable y adecuada para el prototipo fue el uso de actuadores eléctricos lineales, elementos que permiten realizar las acciones propuestas en este proyecto de titulación. La metodología empleada para lograr los objetivos propuestos inició con el estudio del caso en la fundación, recopilación de información de los sistemas disponibles y pruebas preliminares. Finalizando los estudios base, la estructura fue diseñada en conjunto con la fundación para poder integrar un sistema de actuadores capaces de ser controlados de manera sencilla. Cálculos que demuestran la certeza de la instalación de los mismos son presentados, así como la interfaz de usuario implementada y la programación desarrollada. Los resultados del prototipo son altamente favorables al otorgar un sistema capaz de ser probado en varios pacientes, otorgar diferentes opciones de programación y una interfaz amigable con el usuario.

## **ABSTRACT**

Present titration project focused it studies in the development of a system capable of performing rehabilitation activities for disable people without lower mobility or people with partial mobility with the main objective of contribute to their recovery. Mechanical structure was developed in association with a foundation witch has an agreement with the University; this foundation has proposed a system holding articulations according with the human body basic movement like walking, seating and standing; this will allow the patient to stand up and performing standing rehabilitation. To move this structure all market available options where studied; after performed studies linear actuators where chosen for this activities. Used methodology starts with the foundation patient case study and his grade of disable, gathering information of all available systems and base tests. After base studies are performed, mechanical structure is built in association with the foundation to integrate the electrical linear actuators. Demonstrative calculation is shown, also human machine interface. Prototype results are shown; developed system gives favorable results when treating disable people, actuators work out of risk in a comfort zone where they can handle all the weight of the patient. Foundation will use this prototype to work with other patients in the future adapting mechanical structure for each special case.

## **1. INTRODUCCIÓN**

El ser humano se ha sentido atraído por las máquinas capaces de imitar o copiar funciones y movimientos del hombre, como los robots los cuales fueron estudiados y difundidos por Isaac Asimov mediante la creación de las tres leyes de la robótica y cuyo propósito es ayudar al ser humano en tareas difíciles, complejas o que requieren rapidez. Las máquinas han contribuido al aumento de la fuerza muscular mediante actuadores incorporados a estructuras de soporte; la computadora permite desarrollar cálculos a mayor velocidad aumentando, de cierta manera, la capacidad mental del usuario y los sentidos del hombre han aumentado gracias a la creación de sensores o medidores de fenómenos físicos como la temperatura, presión o distancia, incluso eventos relacionados con la luz.

La robótica está incursionando de manera acelerada en la medicina, rehabilitación y cirugía en general, un ejemplo muy conocido son las prótesis para personas con pérdidas parciales o totales de algún miembro y que gracias al desarrollo e innovación tecnológica han podido convertirse en dispositivos inteligentes y controlables; el caso más estudiado y popular es el de los exoesqueletos usados para rehabilitación de personas parapléjicas, en actividades de aumento de fuerza o en la sustitución de miembros por daño irreparable.

En el presente trabajo de graduación se diseña en conjunto con la fundación Hermano Miguel la estructura mecánica de un exoesqueleto para personas con lesiones medulares que fue desarrollada para un paciente de 1.55 metros de altura hasta 60 kg para que reemplace un miembro inferior en personas con discapacidad causadas por accidentes o patologías derivadas por alguna enfermedad, a manera de atender y brindar una solución tecnológica que pueda devolverles la confianza y rehabilitar sus



movimientos. Esta estructura será automatizada para cumplir funciones de rehabilitación de acuerdo a la terapia requerida.

## **1.1. OBJETIVOS**

### **Objetivo General:**

El objetivo general del presente proyecto de titulación es el siguiente:

Diseño y construcción de un exoesqueleto para miembros inferiores para pacientes con lesiones medulares.

### **Objetivos Específicos:**

Los objetivos específicos que se buscan alcanzar con este proyecto son:

- Analizar requerimientos de la paciente.
- Diseñar y simular los mecanismos de acople de la marcha bípeda.
- Diseñar el sistema electrónico de control.
- Construir y realizar pruebas de funcionamiento del sistema completo.

## **1.2. ALCANCE**

El exoesqueleto propuesto fue desarrollado en conjunto con la fundación Hermano Miguel, lugar de estudio donde varios terapeutas y expertos diseñan estos elementos o armaduras del miembro inferior para ayudar a pacientes con lesiones. El prototipo desarrollado presenta una solución de automatización, diseño de acoples para actuadores y la implementación de una interfaz sencilla y accesible para ayudar a la tarea de rehabilitación de los terapeutas de la fundación Hermano Miguel, específicamente mujeres ente 1.55 a 1.62 metros de altura con un peso no mayor a 70 kg.

## **2. MARCO TEÓRICO**

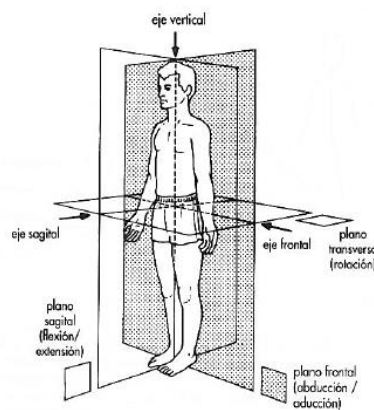
En el Ecuador, los casos de personas con parálisis en sus extremidades es elevado (OEA, 2015). Debido a estos índices, la robótica terapéutica ha revolucionado el campo de la medicina desarrollando diferentes mecanismos que ayudan a mejorar los procedimientos de rehabilitación actuales, permitiendo así una recuperación de mayor calidad en el paciente e incrementando las opciones de estudio en el Ecuador.

## 2.1 CARACTERÍSTICAS FISIOLÓGICAS Y ANATÓMICAS DEL MIEMBRO INFERIOR

El cuerpo Humano es un sistema, complicado fisiológica, anatómica y estructuralmente. El diseño de estructuras que permitan rehabilitar o utilizar reemplazos de partes o en totalidad de miembros inferiores requiere de un conocimiento profundo la anatomía del cuerpo humano, para esto se utilizan conceptos esenciales de fisiología.

La planimetría, que se encarga de dividir al cuerpo en secciones por medio de planos es una de las más importantes, estas divisiones son:

- Plano Sagital: divide en izquierda y derecha.
- Plano Transversal: lo divide en inferior y superior.
- Plano Frontal: divide en anterior (ventral) y posterior (Dorsal).



**Figura 1.** Planimetría del cuerpo Humano  
(Pérez, 2011)

Esto es importante ya que los movimientos de rehabilitación se encuentran principalmente en el plano sagital y en el plano frontal. Entonces, la caminata actúa principalmente en el plano sagital y el movimiento de cadera en el plano frontal.

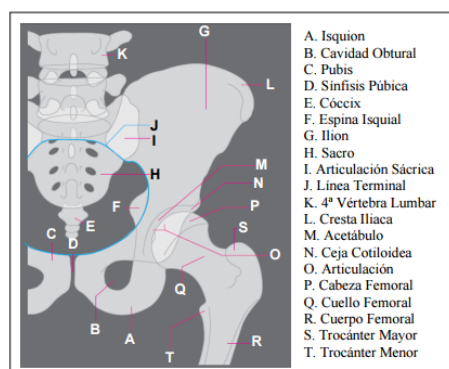
Las partes más importantes al considerar el movimiento son:

- Cadera.
- Rodilla.
- Tobillo.

### 2.1.1. ANATOMÍA DE LA CADERA

Está diseñada para estabilizar el cuerpo. Se forma de dos huesos: iliacos o coxales y el sacro. El hueso iliaco es plano y articula con el sacro, el cual hace función de apoyo entre los dos iliacos. La unión de estos constituye el cinturón pélvico.

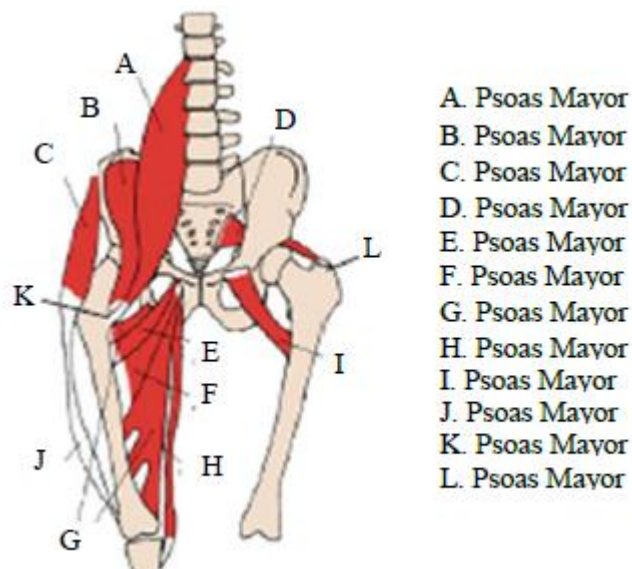
A grandes rasgos, las superficies óseas articulares de la cadera son la cabeza esférica del fémur y el acetábulo del hueso coxal. El acetábulo está formado por el ilión, el isquión y el pubis en él se articula más de la mitad de la cabeza femoral. El acetábulo consta de una superficie articular semiesférica y su borde, la ceja cotiloidea. (Duran, 2009)



**Figura 2.** Estructura ósea de la cadera Humana  
(Martínez, 2013)

### 2.1.2. MÚSCULOS DE LA CADERA.

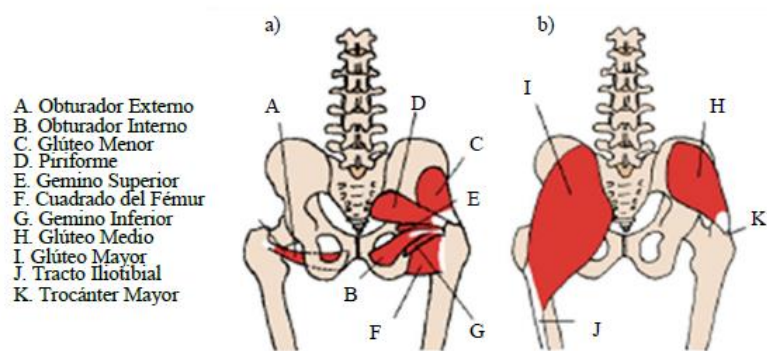
La cadera tiene 17 clases de músculos comúnmente catalogados en cuatro grupos; el grupo gluteal, el grupo lateral rotatorio, el grupo aductor y el grupo iliopsoas. El musculo psoasiliaca se inserta en el trocánter menor, siendo un potente flexor de la cadera y rotador externo del fémur. Por detrás están los músculos piriformes, cuadrado crural, obturadores internos y géminos que son rotadores externos del fémur a nivel de la cadera. Desde el punto de vista trocánter mayor. Su función es de la abducción de la cadera, aunque sus fibras también ayudan en la flexión.



**Figura 3.** Estructura muscular anterior externa de la cadera humana

(Martínez, 2013)

Este musculo estabiliza la cadera y la pelvis durante la marcha. El glúteo menor ayuda en la acción del glúteo medio pero su eficiencia es mucho menor. Por otra parte el glúteo mayor se inserta hacia la parte posterior del fémur proximal siendo principalmente extensor de la cadera.

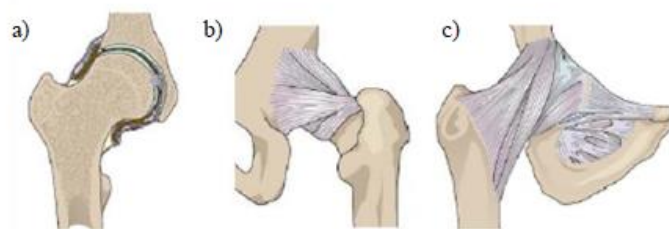


**Figura 4.** Músculos estabilizadores de la cadera. a) Estructura muscular superior interna. b) Estructura muscular posterior externa de la cadera humana.  
(Martínez, 2013)

### 2.1.3.ARTICULACIÓN DE LA CADERA

Las articulaciones son zonas de unión entre los huesos o entre los cartílagos del esqueleto. Cumplen una función muy importante al permitirle doblar las extremidades al cuerpo.

Las articulaciones de la cadera permiten a toda la extremidad inferior moverse en los tres planos antes mencionados. Esta articulación deja a la pierna moverse libremente en la cadera, también puede estar fija y ser la cadera la que se mueva en contra de la pierna. Al caminar estas dos funciones se van intercambiando.



**Figura 5.** Articulación de la cadera humana. a) Corte sagital. b) Vista posterior con tendones. c) Vista anterior con tendones  
(Martínez, 2013)

Todas estas especificaciones de la cadera están condicionadas por las funciones de soporte y de locomoción desempeñadas por las piernas.

Entonces para el diseño de un exoesqueleto, la cadera es un miembro importante por dar estabilidad y fuerza.



**Figura 6.** Ejes y movimientos articulares de la cadera.  
(Narváez, 2011)

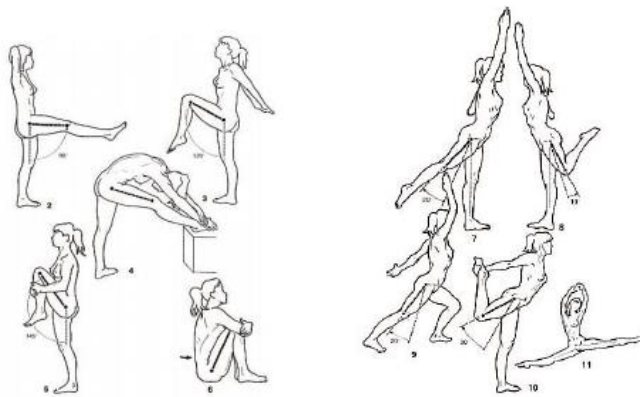
La función de la cadera es orientar al individuo en todas las direcciones del espacio, para ello su inteligente diseño cuenta con tres ejes y tres grados de libertad.

Ejes donde ocurre el Movimiento:

- Eje transversal: Plano frontal, ocurren los movimientos de FLEXIÓN- EXTENSIÓN
- Eje anteroposterior: Plano sagital, ocurren los movimientos de ABDUCCIÓN- ADUCCIÓN
- Eje vertical: Movimientos de ROTACIÓN EXTERNA-ROTACIÓN INTERNA.

### **Flexión – Extensión**

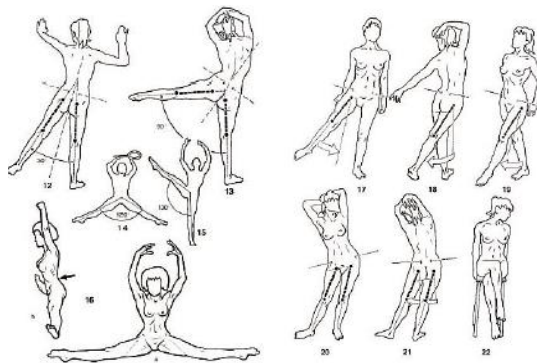
Ocurre en el plano transversal. La extensión de la pierna hacia atrás tiene un ángulo máximo de  $15^\circ$ ; la flexión hacia el tórax tiene un ángulo entre  $130^\circ$  y  $140^\circ$ .



**Figura 7.** Flexión-Extensión de la cadera en diferentes posturas.  
(Pérez, 2011)

## ABDUCCIÓN- ADUCCIÓN

Se generan sobre el eje sagital. La abducción tiene un rango de movimiento de  $30^{\circ}$  -  $45^{\circ}$  alejándose del cuerpo, mientras que la aducción solo tiene un rango de  $20^{\circ}$  -  $30^{\circ}$  cruzando sobre la otra pierna.

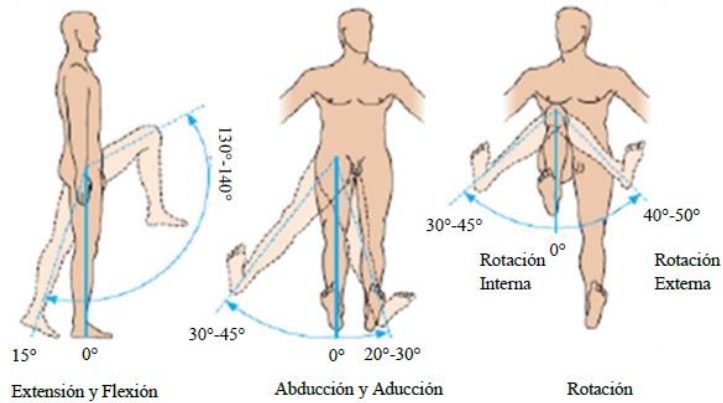


**Figura 8.** Abducción-Aducción de la cadera en diferentes posturas  
(Pérez, 2011)

### 2.1.4.ROTACIÓN

Ocurre alrededor de un eje vertical. La rotación interna se genera al levantar el muslo hacia el cuerpo, la pierna flexionada tiene un rango de  $30^{\circ}$ - $45^{\circ}$ . En el caso contrario, la pierna tiene un rango de  $40^{\circ}$ - $50^{\circ}$ .

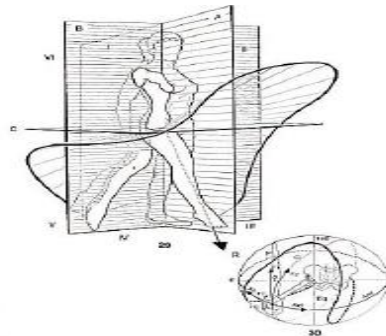




**Figura 9.** Rango de movimiento de la articulación de la cadera (Martínez, 2013)

### 2.1.5.CIRCUNDUCCIÓN

El movimiento de circunducción de la cadera se refiere a la combinación de movimientos básicos que ocurren al mismo tiempo. Cuando el movimiento se completa se forma un cono conocido como el cono de circunducción.



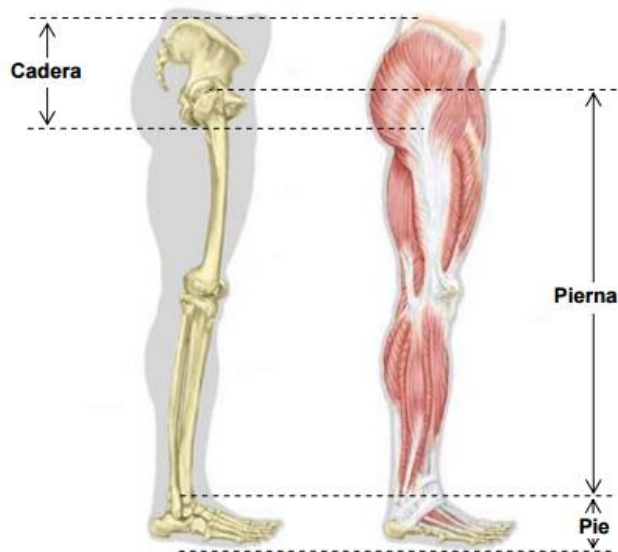
**Figura 10.** Circunducción de la cadera (Pérez, 2011)

Cuando la persona se encuentra de pie usando sus dos piernas, su equilibrio transversal está asegurado por la acción de aductores y abductores. Por un lado los abductores tiran, mientras que por otro dominan los aductores, la pelvis se desplazará lateralmente hacia el lado donde predominan los aductores, si no se restablece el equilibrio la persona cae hacia un lado.

Cuando el individuo se apoya en una sola pierna, el equilibrio transversal se asegura únicamente con los abductores del lado del apoyo.

## 2.1.6. ANATOMÍA DE LA PIERNA HUMANA

La pierna humana es un sistema compuesto de segmentos, uniones, y músculos. A pesar de su complejidad, en situaciones normales como correr o saltar, es posible realizar movimientos con mucha agilidad. Esto se debe a un minucioso arreglo de los pequeños sistemas que los componen. (Blickhan et al., 2007).

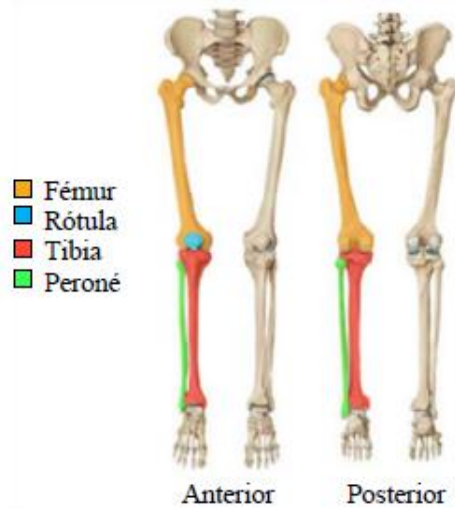


**Figura 11.** Estructura ósea y muscular de la pierna humana (Blickhan, 2007)

### 2.1.6.1. Estructura ósea de la pierna

La pierna humana es considerada como el segmento comprendido entre la cadera y el tobillo.

Es uno de los miembros más largos e importantes debido a su función de soporte y movimiento, sostiene al cuerpo y ayuda a realizar las actividades normales del ser humano.



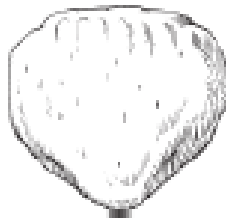
**Figura 12.** Estructura ósea de la pierna humana  
(Blickhan, 2007)

El fémur está localizado en el muslo, es el hueso más largo, fuerte y voluminoso del cuerpo humano. Está unido por medio de la articulación en su extremo superior a la cadera y en su extremo inferior se une con la tibia y la rodilla por medio de la articulación femorotibial.



**Figura 13.** Vista posterior y anterior del fémur  
(Martínez, 2013)

La rótula, es un hueso grueso que protege la parte frontal de la articulación de la rodilla. Su función principal es la extensión de la rodilla haciendo palanca usando el tendón en el fémur.



**Figura 14. Rótula**  
(Martínez, 2013)

La tibia es el segundo hueso más largo del cuerpo humano luego del fémur. Está articulada en su parte superior con el fémur y la rótula, lateralmente con el peroné y en su parte inferior con el tobillo.

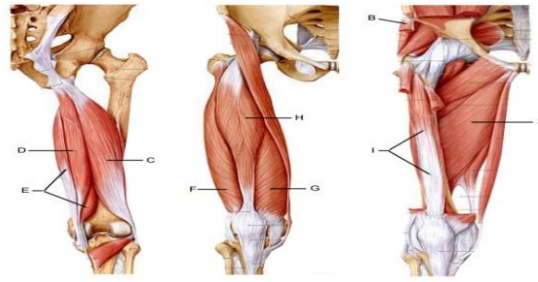


**Figura 15. Vista anterior y posterior de la tibia y peroné**  
(Martínez, 2013)

#### **2.1.6.2. Músculos de la pierna**

Los músculos de la pierna están divididos en dos secciones: la sección superior e inferior. Para este proyecto solo mencionaremos los músculos principales.

- **Sección superior de la pierna humana:**



**Figura 16.** Músculos principales de la sección superior pierna humana (a) Músculos posteriores, (b) Músculos Anteriores, (c) Músculos Aductores. (Rouviere, 2008)

Los principales músculos de esta sección son:

**Aductores.-** El más desarrollado y profundo es el aductor mayor. Se encarga de acercar el muslo al centro del cuerpo.

**Tensor de la faja lata.-** Está ubicado en la parte lateral del muslo. Su función es mover el muslo hacia fuera y flexionar la cadera.

**Bíceps Femoral.-** Su función es extender el muslo y flexionar la rodilla.

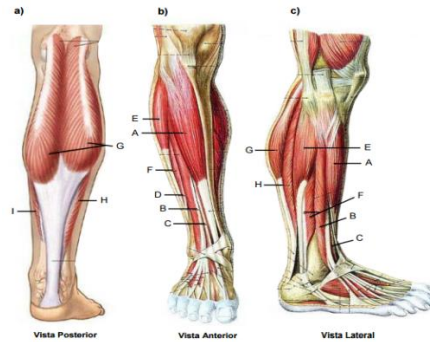
**Cuádriceps.-** Es un músculo grueso formado por cuatro partes: vasto medio, intermedio, lateral, y recto femoral. Los tres primeros se originan en la parte alta del fémur y terminan en un grueso tendón al nivel de la tibia incluyendo la rótula. Su función es extender la rodilla y flexionar la cadera.

#### – Sección inferior de la pierna humana

Está dividida en tres grupos principales: anterior, lateral, y posterior.

Grupo anterior. Localizados en la espinilla. Los principales músculos de este grupo son:

**Tibial anterior.-** Este músculo tiene la función de flexor, aductor y rotador del pie hacia delante.



**Figura 17.** Músculos principales de la sección inferior pierna humana. (a) Grupo anterior, (b) Grupo posterior, (c) Grupo lateral (Pérez, 2011)

**Extensor largo de los dedos.-** Su función consiste en extender los dedos y flexor del pie.

**Extensor largo del dedo gordo.-** Su función principal es la del extensor del dedo gordo y flexor del pie.

**Peroneo tercero.-** Su función principal consiste en la de flexor, abductor y rotador del pie hacia fuera.

- Grupo lateral. Localizados a lo largo del lado externo de la pierna. Sus músculos principales son:

**Peroneo largo.-** Su función es la de extensor, abductor y rotador del pie hacia fuera.

**Peroneo Corto.-** Su función es la de aductor del pie.

- Grupo posterior. Localizados en la pantorrilla. Sus músculos principales son:

**Gastrocnemio.-** Es el más corto y grueso de los músculos de la pantorrilla siendo también el músculo más visto. Su función es la flexión plantar del pie.

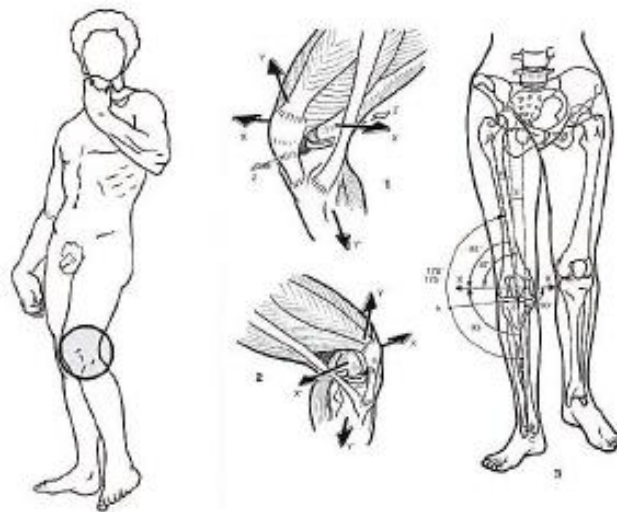
**Soleo.-** Su función también es la flexión plantar del pie y elevar el talón.

**Plantar.-** Ayuda también con la flexión plantar del pie.

## 2.2.ANATOMÍA DE LA RODILLA

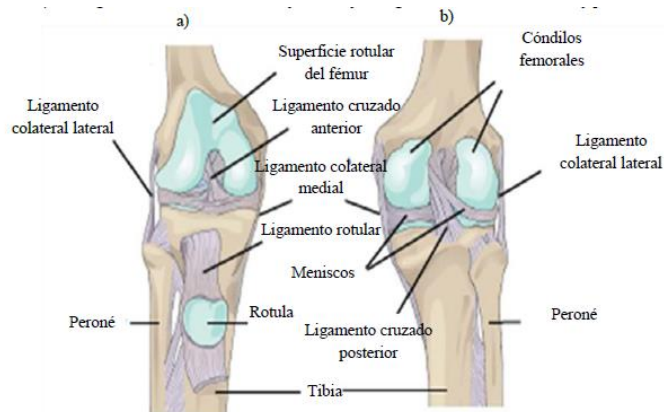
La rodilla es la articulación intermedia del miembro inferior entre el muslo y la pantorrilla. Es una articulación de un solo grado de libertad, al permitir a la pierna moverse en sentido horario o anti horario en un solo eje, si tuviera más grados de libertad sería posible doblar la pierna en direcciones diferentes. Su principal función es regular la distancia del cuerpo con respecto al suelo. La rodilla trabaja en compresión bajo la acción de la gravedad.

La articulación de la rodilla puede generar un segundo grado de libertad, la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna, que solo aparece cuando la rodilla esta flexionada.



**Figura 18.** Extensión de la rodilla en diferentes posturas  
(Pérez, 2011)

La rodilla está sustentada por fuertes ligamentos que impiden que sufra una lesión o daño, siendo los más importantes el ligamento lateral externo, lateral interno, cruzado anterior y cruzado posterior. Muchos de ellos han terminado carreras de deportistas a lo largo de la historia.



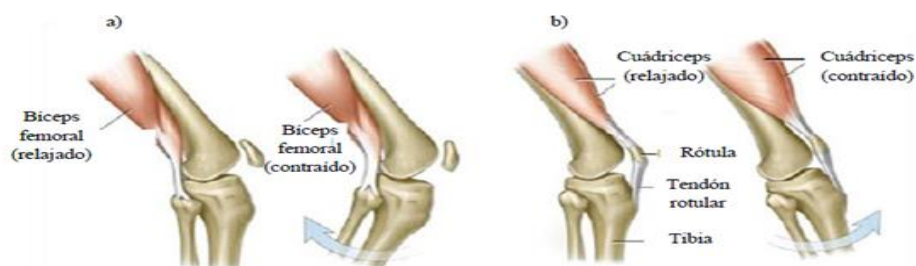
**Figura 19.** Articulación de rodilla. (a) Vista anterior (la rótula y su ligamento se reflejan hacia abajo). (b) Vista posterior.  
(Martínez, 2013)

El principal movimiento que realiza es de flexo-extensión, aunque posee una pequeña capacidad de rotación cuando se encuentra en flexión.

### 2.2.1. MÚSCULOS INVOLUCRADOS EN EL MOVIMIENTO DE LA RODILLA

Las dos funciones básicas de la rodilla necesarias para este proyecto son la flexión y extensión. Se encuentran dos músculos principales que se encargan de estas dos funciones:

- Flexión.- Bíceps femoral
- Extensión.- Cuádriceps femoral



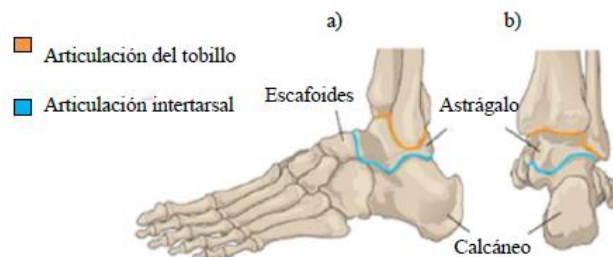
**Figura 20.** Movimiento de la rodilla. (a) Flexión contrayendo bíceps femoral.  
(b) Extensión contrayendo cuádriceps femoral  
(Martínez, 2013)

### 2.2.2. ANATOMÍA DEL TOBILLO

El tobillo en realidad consta de dos articulaciones:

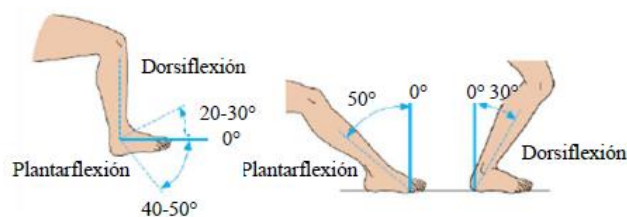


- La articulación del tobillo que está formada por tibia, peroné y el astrágalo en el pie.
- Articulación intertarsal formada por el astrágalo del pie con hueso calcáneo y el escafoides.



**Figura 21.** Articulación del tobillo. (a) Vista lateral. (b) Vista posterior (Martínez, 2013)

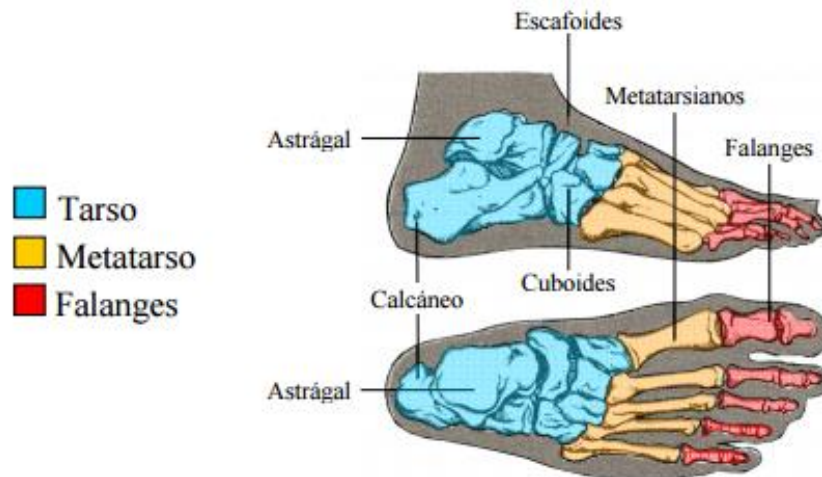
La articulación del tobillo genera un ángulo entre la tibia y el pie. Cuando el pie se encuentra en  $0^\circ$  en el plano horizontal, el ángulo entre el pie y la tibia es de  $90^\circ$ . Dependiendo de la flexibilidad de la persona el pie en dorsiflexión (acerca la punta del pie a la espinilla) tiene un ángulo máximo de  $30^\circ$  con respecto al horizonte, mientras que para pararse de puntas se tiene un rango mayor de movimientos con un ángulo máximo de  $50^\circ$ . Cuando el pie está fijo, la parte inferior de la pierna se puede mover hacia adelante y hacia atrás libremente generando un ángulo entre la tibia y la punta del pie.



**Figura 22.** Rangos de movimiento del tobillo humano (Martínez, 2013)

### 2.2.3. ANATOMÍA DEL PIE

La estructura ósea del pie es de las más complejas en el cuerpo humano. Está conformada por 26 huesos divididos en tres bloques principales: Tarso, Metatarso y Falanges.



**Figura 23.** Estructura ósea del pie humano  
(Martínez, 2013)

## 2.3. RESTRICCIONES

Después de conocer los movimientos que presentan las principales partes de la parte inferior del cuerpo, es posible entender sus restricciones de movimiento lo cual permite desarrollar un prototipo óptimo para cada paciente. Para comprender mejor los rangos permitidos de movimiento observamos la tabla de restricciones del exoesqueleto BLEEX.

En la siguiente tabla podemos comprender las diferentes acciones disponibles de las diferentes articulaciones de uno de los exoesqueletos más promocionados en la industria. Su mayor reto ha sido el de encontrar soluciones óptimas al desarrollo de diferentes actividades como saltar, caminar, etc.

BLEEX ha significado la evolución de sistemas de ayuda para pacientes a un sistema de asistencia en campo o trabajos pesados, es importante mencionar que los logros más notables se han realizado dentro del campo bélico, donde estos dispositivos son altamente estudiados con la finalidad de entregar soluciones de ayuda al usuario y salvaguardar su vida.

**Tabla 1.** Rangos de movimiento de BLEEX en cada articulación

Acción	Caminata Humana	Máximo en BLEEX	Promedio Militar
Tobillo Flexión	14.1°	45°	35°
Tobillo Extensión	20.6°	45°	38°
Tobillo Abducción	No disponible	20°	23°
Tobillo Aducción	No disponible	20°	24°
Rodilla Flexión	73.5°	121°	159°
Cadera Flexión	32.2°	121°	125°
Cadera Extensión	22.5°	10°	No disponible
Cadera Abducción	7.9°	16°	53°
Cadera Aducción	6.4°	16°	31°
Rotación Externa	13.2°	35°	73°
Rotación Interna	1.6°	35°	66°

(Pérez Marcial, 2011)

Este exoesqueleto permite determinar rangos de movimiento para estudios posteriores, por lo que su análisis ha servido en muchos prototipos desarrollados. Todos los errores presentados han determinado las diferentes acciones a tomar para corregir acciones innecesarias en el campo de batalla, de esta manera contribuir al desarrollo integral del soldado. Ya que se encuentran en pruebas, el enfoque de estos exoesqueletos se centra en subir colinas empinadas, permitir levantar cargas superiores a las del usuario, contribuir al desarrollo de nuevas estrategias de defensa y salvar la vida del soldado en casos extremos como heridas de bala en sus piernas o brazos o permitir cargar a otro compañero a una zona segura.

**Tabla 2.** Rangos de movimiento en cada articulación

Parte del cuerpo Humano	Movimiento	Valor máximo
Cadera	Flexión	145°
	Extensión	30°
	Abducción	60°
	Rotación interna	31°
	Rotación externa	60°
	Rotación externa	30°
Rodilla	Extensión	10°
	Flexión	120°
	Extensión	50°
Tobillo	Flexión	30°
	Abducción	25°
	Aducción	25°

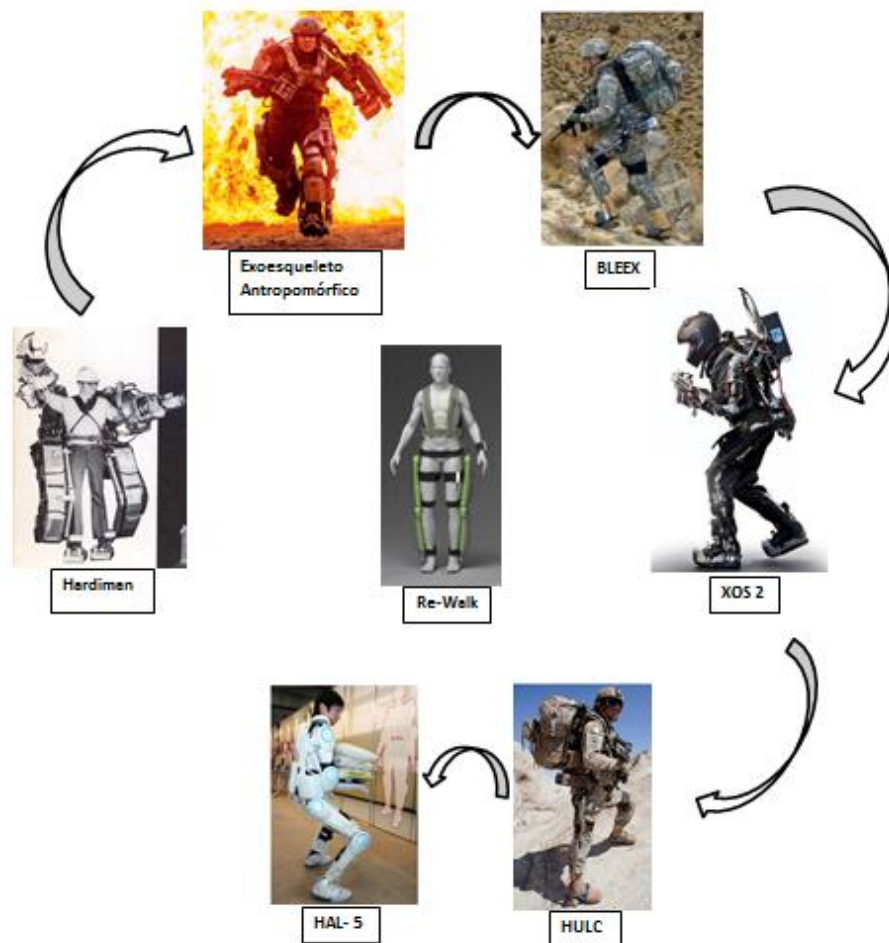
(Adam, 2006)

Estos parámetros son importantes ya que permitirán hacer un diseño mecatrónico preciso para cada caso.

### **2.3. EXOESQUELETOS**

Un exoesqueleto se define como un dispositivo portable que soporta al cuerpo humano y permite generar energía para realizar tareas físicas y manuales. Son usados para actividades militares, de fuerza y de rehabilitación cuando las capacidades humanas normales no son capaces de cumplir objetivos planteados.

En la actualidad se han desarrollado dispositivos complejos, sin embargo, el mismo reto de hace más de 40 años sigue en pie: el desarrollar mejores actuadores y microprocesadores que influyan en el incremento de la eficiencia en exoesqueletos, es decir, que sean de bajo consumo energético, ocupen el mínimo espacio, realicen un procesamiento más rápido, respuesta de acuerdo al estímulo, y que su incidencia en los costos sea la mínima.



**Figura 24.** Evolución de los exoesqueletos  
(MIT, 2012)

### 2.3.1. HARDIMAN

Este dispositivo fue desarrollado en la década de los 60 por la empresa General Electric, gracias a este diseño se entendió que la fuerza humana es incrementable. Este prototipo estaba diseñado para que el usuario pudiera levantar un peso mayor al de una persona normal. Sin embargo el sistema

era lento, producía movimientos involuntarios y causaba daños a la estructura. Este sistema fue el precursor de los prototipos venideros. (Wang, 2016)

### **2.3.2.EXOESQUELETO ANTROPOMÓRFICO**

Estos dispositivos fueron desarrollados para aplicaciones militares de uso avanzado, capaces de soportar afectaciones del campo de batalla como balas, explosiones, etc. Se los llama exoesqueletos o exotrajés debido a que emulan las estructuras protectoras de insectos. Estos prototipos presentan grandes prestaciones en el campo de batalla pero su más grande dificultad radica en la autonomía y combustible de los mismos. (Nandi, 2009)

### **2.3.3.BLEEX**

Es uno de los mejores exoesqueletos que existen hoy en día, fue desarrollado en la Universidad de California Berkeley en el departamento de ingeniería mecánica. Financiado por la DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency) por lo que su principal función es militar. Este dispositivo tiene siete grados de libertad por pierna. Tres en cadera, uno en rodilla y tres en el tobillo. Pero dos de sus siete grados de libertad no están alineados con los ejes correspondientes en relación al cuerpo humano haciendo que su cinemática sea diferente. BLEEX es un exoesqueleto de extremidades inferiores.

Para su control, BLEEX utiliza la retroalimentación del usuario en baja proporción debido a que su análisis parte del mismo exoesqueleto, lo cual lo hace sensible a perturbaciones. Este utiliza sensores que miden la reacción del pie del exoesqueleto con la tierra, además de acelerómetros para conocer la orientación del terreno. (Adam, 2006)

### **2.3.4.XOS RAYTHEON SARCOS**

Este exoesqueleto es especial. Es el más sofisticado al ser de cuerpo completo y realizar actividades que requieren más esfuerzo que los

anteriores, su propósito es investigación y de uso militar. DARPA inicio la investigación del exoesqueleto en el 2000, con el propósito de hacer un soldado más fuerte y más rápido. RAYTHEON SACROS (Utah) desarrolla el exoesqueleto XOS que permite al usuario obtener una gran fuerza, sin embargo todavía requiere potencia externa para su uso. La inversión oficial es hasta el momento de 75 millones de dólares.

Por el momento puede levantar sin problema 68kg sin embargo puede levantar hasta 91kg. Por lo que la armada de EUA espera una producción de modelos XOS para tareas logísticas. (H.Cao, 2009)

### **2.3.5.HULC (Human Universal Load Carrier)**

El HULC está diseñado para que el usuario pueda cargar 91kg y tenga una velocidad de 16km/h. De hecho HULC puede atravesar caminos lodosos, caminar y correr, utiliza motores eléctricos que son alimentados por baterías de litio-ion a 60 volts que puede tener picos de corriente hasta de 100 amperios, esto ofrece 20 horas de operación. Es un modelo sofisticado que permite caminatas largas y a una velocidad considerable. Además como va dirigido a militares tiene otras ventajas que le ayudan a su desempeño, como por ejemplo que ellos tienen movilidad de todas sus extremidades con lo cual se pueden omitir algunos grados de libertad. (Chen, 2015)

### **2.3.6.HAL-5**

Sistema creado con el propósito de ayudar en actividades de rehabilitación. Su innovación radica en el uso de señales mioeléctricas (las que produce el cuerpo gracias al sistema nervioso o EMG) que activan este dispositivo. El más grande impacto de este sistema es el poder interpretar las señales biológicas que produce el cuerpo humano y representarlas con una acción.

Gracias a su habilidad de interacción directa con el usuario se lo ha llamado “sistema de control voluntario” y también integra un sistema automático transformado al HAL-5 en un híbrido. Encontramos en su estructura sensores que corrigen la postura en caso de ser necesario, actuadores con

retro alimentación, y software de predicción de movimientos. Ya que es un prototipo, toma mucho tiempo adecuarlo a las señales de cada usuario. (Carbonari, 2015)

## **2.4.BIOMECÁNICA**

El cuerpo humano se encuentra sometido a la atracción de la tierra hacia su centro. La fuerza resultante se conoce como peso y la ubicación de esta resultante se conoce como centro de gravedad del cuerpo humano. Desde el punto de vista teórico el centro de gravedad representa el punto de equilibrio en un campo gravitacional, donde todas las partículas que componen al cuerpo estarán balanceadas. Para simplificar muchos análisis se determina que en el punto donde se localiza el centro de gravedad también se concentra toda la masa de un cuerpo y permite observar el movimiento como un todo. Debido a que el centro de gravedad depende de la distribución de la masa, un cuerpo rígido siempre tendrá la misma ubicación de este punto, en cambio el cuerpo humano, el cual puede cambiar su forma simplemente con el levantamiento de sus piernas o brazos, cambiará la ubicación de su centro de masa sin mucha dificultad. Entendiendo este concepto, es importante mencionar que en ciertas ocasiones el centro de masa estará ubicado fuera del cuerpo humano.

Para realizar análisis de movimiento se han establecido dos métodos tradicionales que permiten determinar la ubicación del centro de masa:

- 1) Una tabla de reacciones que es fácilmente aplicada a posiciones estáticas
- 2) El método de segmentación que se aplica a un cuerpo dinámico; involucra una estimación de los centros de masas y sus posiciones en cada segmento del cuerpo.

### **2.4.1.MÉTODO DE LA TABLA DE REACCIONES.**

En este método usamos un diagrama de reacciones (de cuerpo libre) donde el cuerpo rígido es representado por una barra o viga soportada en sus



extremos o en donde se encuentren los soportes o también llamadas reacciones. Este proceso se basa en el equilibrio estático de un cuerpo donde la suma de todas las fuerzas y torques es igual a cero.

Cuando la barra no tiene ninguna carga, la ecuación de equilibrio queda:

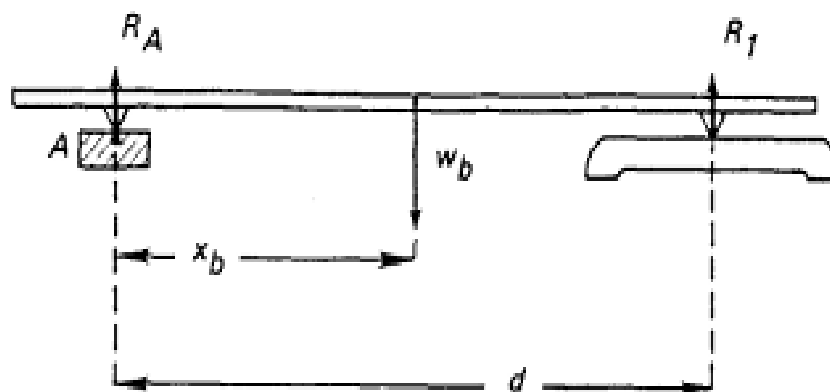
$$\sum M_A = 0$$

La ecuación usada para determinar la ubicación del centro de gravedad en base a un cuerpo estático queda:

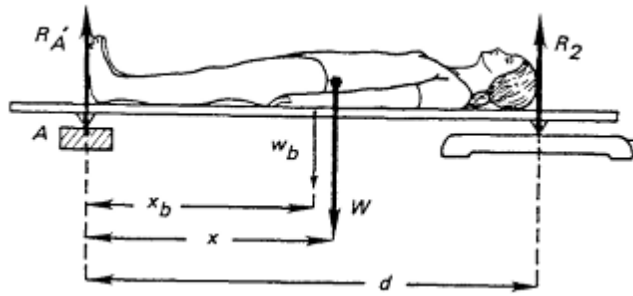
$$\sum M_A = (R_1 d) - (w_b x_b) = 0 \quad [1]$$

Dónde:

- $R_1$  equivale al valor de la reacción del soporte.
- $d$  es la distancia entre los soportes;
- $W_b$  es el peso de la tabla; y
- $X_b$  es la distancia del eje A al centro de la tabla.



**Figura 25.** Tabla de reacciones  
(Perry, 1992)



**Figura 26.** Persona en posición establecida en la tabla de reacciones.  
(Perry, 1992)

Cuando una persona asume una posición específica en la tabla de reacciones, la ecuación de equilibrio estático queda:

$$\sum M_A = (R_2 d) - (W)(X)(w_b x_b) = 0 \quad [2]$$

Donde (W) multiplicado por (X) equivale al peso de la persona y  $X_b$  a la distancia desde el eje A al centro de gravedad de la persona.

Ordenando la ecuación [1] observamos que:

$$(R_1 d) = (w_b x_b)$$

Sustituyendo en [2], la ecuación de equilibrio de una persona en una posición específica en la tabla de reacciones queda:

$$(R_2 d) - (W)(X) - (R_1 d) = 0 \quad [3]$$

Finalmente, despejando x obtenemos:

$$X = \frac{(R_2 - R_1)}{W} d \quad [4]$$

#### 2.4.2. MÉTODO DE LA SEGMENTACIÓN

Este método se basa en un principio sencillo que establece que la suma de momentos de cada segmento del cuerpo definidos en relación a un eje

arbitrario debe ser igual al momento de toda la masa del cuerpo humano relativo al mismo eje.

$$\sum(m_i x_i) = M_B X_B$$

$$\sum(m_i y_i) = M_B Y_B$$

Donde  $m_i$  representa la masa de un segmento  $i$ ,  $(x_i, y_i)$  representan las coordenadas cartesianas  $(X, Y)$  del centro de gravedad del segmento  $i$ ,  $M_B$  equivale a la masa total del cuerpo, y  $(X_b, Y_b)$  representan las coordenadas cartesianas de todo el cuerpo.

Para determinar rápidamente el centro de gravedad en aplicaciones que no requieren precisión absoluta se puede utilizar las siguientes tablas:

**Tabla 3.** Longitudes de cada segmento y ubicación del centro de gravedad en relación porcentual medidas respecto al punto terminal más cercano.

Segmento	Longitud (mm)	Ubicación del centro de gravedad (% de la longitud)	Ubicación del centro de gravedad (mm)
Cabeza		59.8% desde el vértice	
Tronco		44.9% desde	
Brazo		57.7% desde el hombro	
Antebrazo	Se ingresan los valores medidos en la persona	45.7% desde el codo	El resultado obtenido es un aproximado debido a los errores en la medición
Mano		79% desde la muñeca	
Muslo		41% desde la cadera	
Pierna		44.6% desde la rodilla	
Pie		44.2% desde el talón	

De la tabla anterior obtenemos la distancia del centro de masa respecto a un punto de cada segmento del cuerpo humano, con estos datos es posible

calcular la ubicación cartesiana de cada uno de ellos para realizar un análisis más profundo.

**Tabla 4.** Resumen del cálculo de los segmentos de todo el cuerpo para encontrar el centro de masa en un paciente cualquiera.

Segmento (i)	Masa relativa ( $m_i$ :%)	Centro de gravedad distancia horizontal ( $x_i$ :mm)	Momento Horizontal ( $m_i x_{i=}$ )	Centro de gravedad distancia vertical ( $y_i$ :mm)	Momento Vertical ( $m_i y_i$ )
Cabeza	6.94		El momento	En esta	El momento
Tronco	43.46		es	sección se	es
Brazo	5.42	En esta	calculado	coloca las	calculado
Antebrazo	3.24	sección se	usando la	distancias	usando la
Mano	1.22	coloca las	ecuación	respecto a	ecuación
Muslo	28.32	distancias	estándar de	un eje (y)	estándar de
Pierna	8.66	respecto a	brazo de	definido por	brazo de
Pie	2.74	un eje (x)	fuerza	el operador	fuerza
		definido por	donde el		donde el
		el operador.	ángulo se		ángulo se
			supone es		supone es
			0°		0°
	$M_B = 100.0\%$		$\sum m_i x_{i=}$		$\sum m_i y_{i=}$

Ubicación del centro de masa:  $X_B = \text{_____}(mm)$ ;  $Y_B = \text{_____}(mm)$

Nota: El porcentaje de masa ha sido doblado considerando cada lado del cuerpo

En el capítulo 4 se ve reflejado el uso de estas tablas y su detalle se puede verificar en el Anexo 2 como hoja de cálculo.

## 2.5.EL CICLO DE CAMINADO (GAIT CYCLE)

De todas las actividades humanas naturales, la más estudiada ha sido el del caminado. Analizar esta actividad ha contribuido a entender otros movimientos corporales como masticar, tragar, el movimiento de los ojos, etc. Gracias a las diferentes investigaciones realizadas en este movimiento la biomecánica ha dado un paso enorme en el estudio del movimiento bípedo humano. (Liu, 2016)

### **2.5.1.FASES DE CAMINADO**

El acto de caminar al ser un fenómeno cíclico puede ser dividido en dos fases o segmentos. Al finalizar la segunda guerra mundial en un esfuerzo por mejorar las prótesis, se analizó a este movimiento de manera discreta y en situaciones momentáneas como levantar el talón o asentar la punta del pie. En las décadas de 1980 y 1990 la terminología del instituto líder en rehabilitación "Rancho Los Amigos" se empezó a popularizar en conjunto con sus estudios, que describen al acto de caminar como segmentos de tiempo como el tiempo de carga, postura final, oscilación preliminar, etc. Ambos métodos de estudios son aceptados en la actualidad siendo su diferencia primordial el diferente uso de términos. Para rehabilitación el único estudio que se debe realizar es el de caminado, actividades más fuertes como correr o levantar peso entran en otra categoría, donde se busca una mejora continua de la técnica en deportistas.

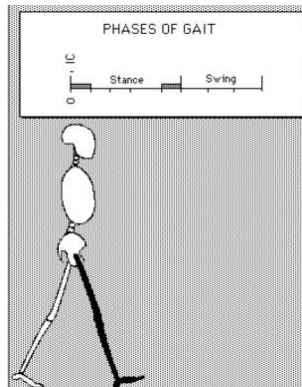
A continuación se presentan los estudios base para realizar actividades de investigación sobre el ciclo del caminado:

Contacto Inicial (IC):

- El instante en el que el pie toca el suelo.

Idealmente (no siempre) el talón toca el piso en primera instancia, de esta manera el miembro es posicionado para iniciar la postura de balancín. En esta postura el intervalo del soporte doble del cuerpo inicia, donde las dos piernas están en contacto con la superficie. Esta postura no es considerada

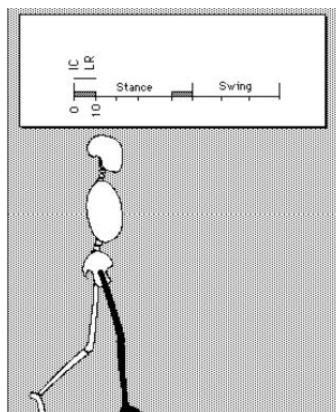
como una fase, se la toma como una instancia en el tiempo necesaria para comprender los efectos que vienen a continuación.



**Figura 27.** Contacto inicial en la fase de caminado.  
(Perry, 1992)

Respuesta a la carga (LR):

Inicia con la postura de contacto inicial (anterior) y continúa hasta que se levante el otro pie para balancearlo. El impacto es absorbido a medida que el peso se concentra en el miembro de soporte extendido. El intervalo es de 0 a 10% del ciclo total de caminado. Esta fase incluye la postura de contacto inicial.



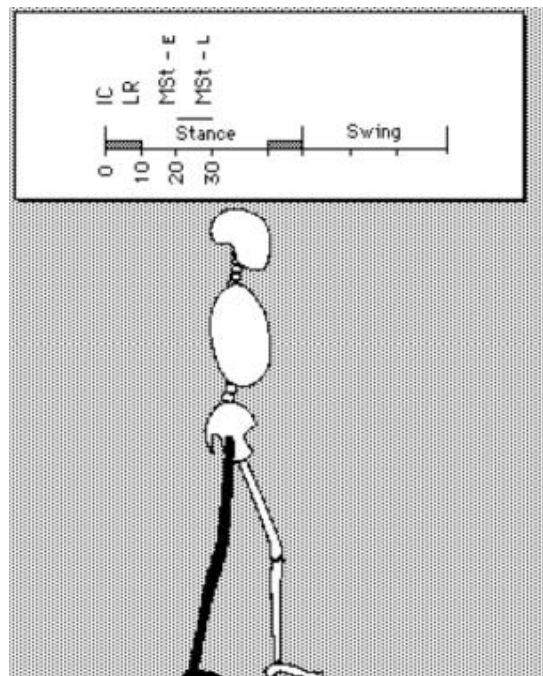
**Figura 28.** Respuesta a la carga  
(Perry, 1992)

Postura Media (MST):

- Es la continuación del periodo de respuesta a la carga, justo cuando el cuerpo se encuentra soportado por una sola pierna.

Inicia justo después de que el periodo de respuesta a la carga (anterior) ha finalizado y cuando el otro pie es levantado del piso continuando hasta que el peso del cuerpo se alinea sobre el pie, la tibia del pie en movimiento se acerca verticalmente.

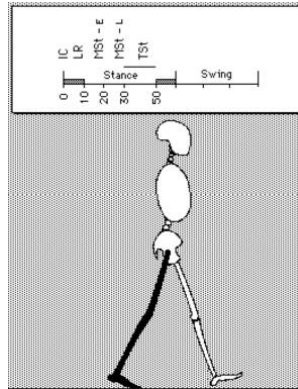
Este es un periodo de control relativo donde el momento del cuerpo mueve la masa del mismo hacia adelante y suavemente hacia arriba (a la cima del péndulo creado). Intervalo de 10-30 % del ciclo completo de caminado.



**Figura 29.** Postura media  
(Perry, 1992)

Postura terminal (TST):

Esta fase completa el periodo de soporte único (donde el cuerpo se soporta solo por una pierna). Empieza con el levantamiento del talón y continúa hasta que el otro pie toca el suelo. En esta fase el peso del cuerpo se mueve hacia adelante del pie. Intervalo de 30-50% del ciclo de caminado.

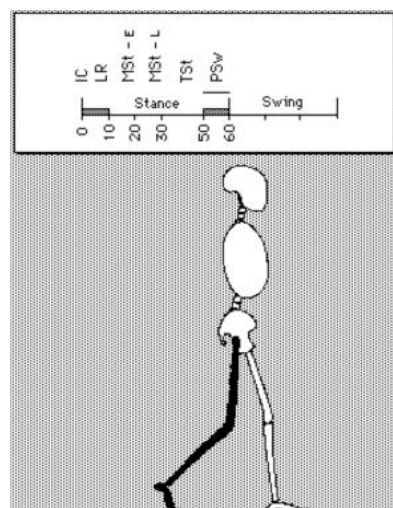


**Figura 30.** Postura terminal  
(Perry, 1992)

Pre-balanceo (PSW):

Se caracteriza por el movimiento de la pierna en el aire como en la postura terminal y justo después de la fase de postura doble. Inicia en la postura de contacto inicial y termina cuando el pie es levantado. El peso es soportado por la pierna restante.

Esta fase también es conocida como “alivio de peso o transferencia de peso”. El objetivo principal de este periodo es posicionar el miembro para que se balancee. Intervalo de 50-60% del ciclo de caminado.



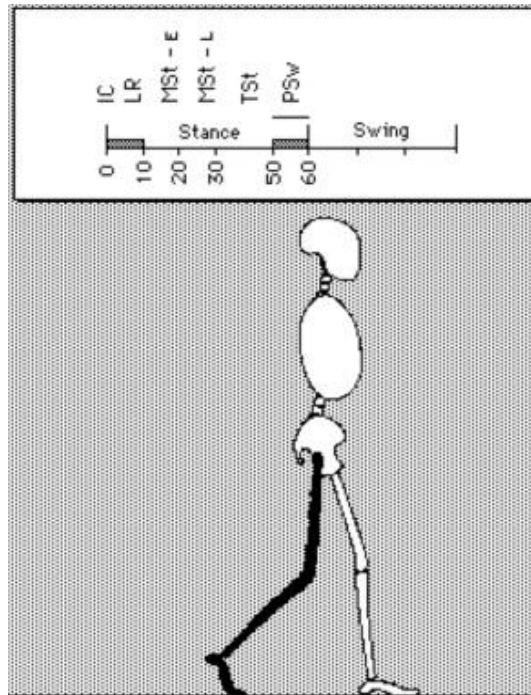
**Figura 31.** Fase de pre-balanceo  
(Perry, 1992)

Balanceo Inicial (ISW):



Es el primer tercio del periodo de balanceo. Inicia con el levantamiento del pie y termina cuando este se encuentra opuesto al pie de apoyo.

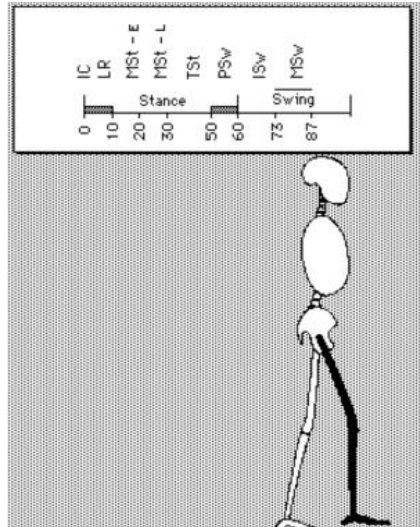
Los dos objetivos importantes de esta fase es el inicio del levantamiento del pie y dejarlo en libre movimiento. Intervalo de 60-73% del ciclo de caminado.



**Figura 32.** Fase de balanceo inicial  
(Perry, 1992)

Balanceo Medio (MSW):

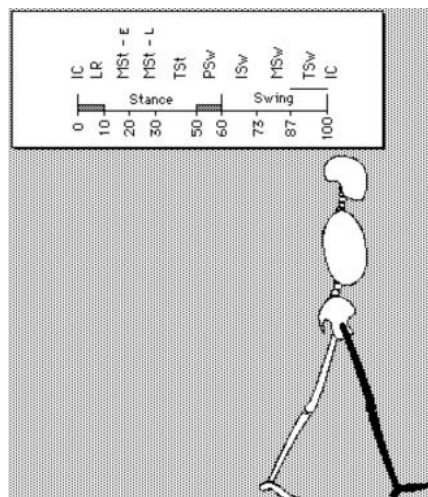
El segundo tercio de la fase de balanceo completa. Inicia cuando el pie balanceado se opone al pie de soporte y termina cuando el miembro balanceado está adelante y la tibia vertical al piso. El objetivo principal de esta fase es adelantar el pie.



**Figura 33.** Balanceo medio  
(Perry, 1992)

Balanceo Final (TSW):

Es el último paso de la fase de balanceo. Empieza cuando la tibia esta vertical y termina cuando el pie toca el suelo. El avance del pie es completado mientras la tibia se mueve adelante del muslo y la rodilla alcanza su extensión máxima.



**Figura 34.** Fase final de balanceo  
(Perry, 1992)

Para comprender mejor, se presenta en la tabla 5 las fases del caminado con sus ángulos correspondientes:

**Tabla 5.** Fases de caminado y los ángulos correspondientes

Fase	Muslo			Pantorrilla			Intervalo (%)
	Ángulo inicial	Ángulo final	Movimiento	Ángulo inicial	Ángulo final	Movimiento	
<b>Respuesta a la carga</b>	30-32° (flexión)	27.5-32 ° (flexión)	0° (0-2.5° extensión )	5° (flexión)	20° (flexión)	15° (flexión)	0-10
<b>Postura media</b>	27.5-32 ° (flexión)	5° (flexión)	25° (22.5-27° extensión)	20° (flexión)	8 ° (flexión)	12° (extensión)	10-30
<b>Postura terminal</b>	5° (flexión)	10-12° (extensión)	15° (15-17° extensión)	8 ° (flexión)	12° (flexión)	3° extensión -7° flexión	30-50
<b>Pre-balanceo</b>	10-12° (extensión)	0-2° (extensión)	10° (10-12° flexión)	12° (flexión)	40-45° (flexión)	28-33° (flexión)	50-60
<b>Balanceo inicial</b>	0-2° (extensión)	23-25 ° (flexión)	25° (23-27° flexión)	40-45° (flexión)	55° (flexión)	15-20° flexión-5° extensión	60-73
<b>Balanceo medio</b>	23-25 ° (flexión)	35° (flexión)	10° (10-12° flexión)	55° (flexión)	20° (flexión)	35° (extensión)	73-87
<b>Balanceo terminal</b>	35° (flexión)	30° (flexión)	5° extensión	20° (flexión)	5°(flexión)	20° extensión-5° flexión	87-100

(Hamed, 2015)

## 2.6. SISTEMAS DE CONTROL PARA EXOESQUELETOS

Dependiendo de la complejidad de los exoesqueletos, los sistemas de control varían para cumplir los requerimientos del proyecto. Exoesqueletos que permiten el aumento de fuerza física son controlados por elementos lineales con una sola función ya que el usuario cumplirá un solo objetivo, el de levantar un objeto. En otros casos como aplicaciones militares se integran sensores y defensas necesarios para el campo de batalla, para controlar estos sistemas se requieren arreglos lógicos más especializados que controlen todos los aspectos equipo.

Para realizar actividades de rehabilitación, un sistema de control que permita movilidad total o asistida puede basarse en rutinas sencillas para evitar errores.

### 2.6.1. PLACA DE CONTROL ARDUINO R3

ARDUINO es un hardware y software de libre acceso que permite realizar proyectos sencillos y complejos mediante el uso de entradas analógicas y digitales, y salidas discretas. Su controlador es el ATmega328p y consta de 14 entradas y salidas digitales de las cuales 6 pueden ser configuradas para entregar pulsos modulados en tiempos determinados y 6 entradas de lectura analógica. Su comunicación con el computador se realiza mediante USB serial, por el cual se transmite información y señal de alimentación de la placa.

**Tabla 6.** Especificaciones técnicas ARDUINO R3

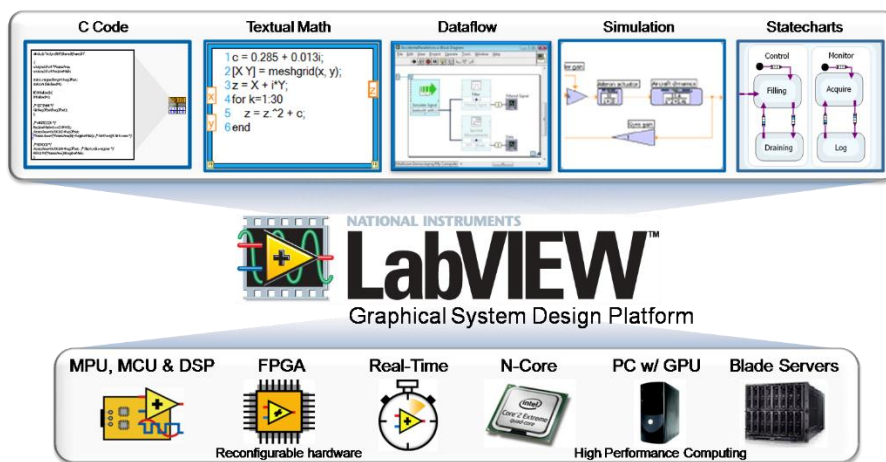
Microcontrolador	ATmega329P
Voltaje de operación	5V (Alimentación 7-12 V)
Entadas/Salidas digitales	14 (6 pueden ser PWM)
Entradas analógicas	6
Corriente en DC para cada salida digital	20 mA.
Memoria Flash	32 kb (0.5 kb para el arranque de la placa)
SRAM	2 kb
EEPROM	1 kb
Velocidad del reloj	16 Mhz
Dimensiones	68.6 x 53.4 mm.
Peso	25 g.

(ARDUINO, 2016)

## 2.7. LABVIEW SOFTWARE

LABVIEW es un entorno gráfico que permite al usuario acceder a un sin número de lógicas de programación para realizar actividades de investigación, automatización y desarrollo de prototipos en todos los aspectos científicos que el usuario considere correctos.

Gracias a su interfaz gráfica los usuarios pueden desarrollar proyectos de forma rápida y eficaz, y permite el desarrollo de scripts en caso de que el programador esté acostumbrado a este tipo de desarrollo. Su importancia radica en la facilidad de acceder a comandos pre programados o bloques para crear aplicaciones rápidamente.

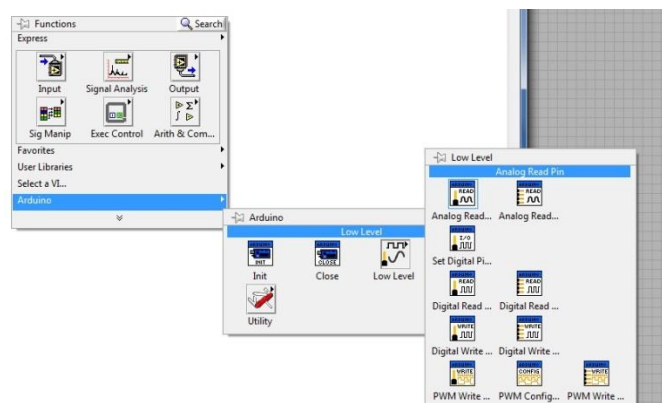


**Figura 35.** Software LABVIEW  
(NI, 2015)

Una de las características principales de este software es su naturaleza intuitiva, esto se traduce en la capacidad de indicar al usuario si existe algún error en su diseño sin la necesidad de compilar o comprobar la lógica desarrollada. Permite también una programación abierta gracias a sus numerosos comandos y la capacidad de crear programas embebidos a la vanguardia del desarrollo científico.

### 2.7.1. PAQUETE DE SOPORTE PARA ARDUINO

ARDUINO se ha convertido en uno de los dispositivos de control de acceso libre más usado alrededor del mundo, debido a su alcance y aplicaciones NI ha incorporado en su software comandos para controlar y relacionar ARDUINO con el entorno de desarrollo LABVIEW. Utilizando este paquete gratuito es posible realizar proyectos sin la necesidad de adquirir hardware especializado y además es posible aprovechar la interfaz gráfica de este software para investigación y desarrollo de nuevos prototipos a costos accesibles.

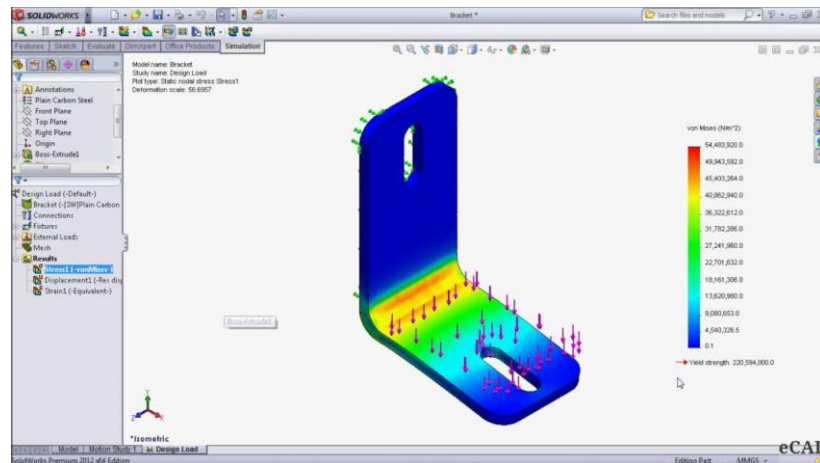


**Figura 36.** Paquete de desarrollo ARDUINO en LABVIEW  
(NI, 2015)

### 2.8. PROGRAMA DE DISEÑO DE ELEMENTOS Y PIEZAS MECÁNICAS SOLIDWORKS

Existen muchas herramientas de diseño mecánico disponibles en el mercado pero SOLIDWORKS destaca por su ayuda al usuario y módulos industriales disponibles como tubería, cableado, etc. Una de sus más grandes innovaciones es la integración de un sistema de simulación de cargas, fuerzas, torques y demás acciones físicas que pueden afectar a la pieza

desde el exterior. Este módulo de simulación permite realizar operaciones rápidas de cálculo con alta precisión y confianza aportando facilidades de diseño en un solo paquete.



**Figura 37.** Módulo de simulación SOLIDWORKS (SOLIDWORKS, 2015)

## 2.9. MATERIALES DE CONSTRUCCIÓN PARA EXOESQUELETOS

Los exoesqueletos deben ser capaces de sostener al paciente, a los actuadores y demás elementos necesarios para su funcionamiento sin aportar un porcentaje alto de peso al sistema global. Es por eso que el uso de plásticos altamente resistentes y livianos es ampliamente aceptado y estudiado. Es el caso del propileno pp usado para aplicaciones que requieren alta resistencia como baja densidad. Su característica más importante es la capacidad de ser moldeable y utilizarlo en aplicaciones caseras e industriales.

### 2.9.1. PROPILENO

El propileno es un plástico moldeable bajo la acción de elevadas temperaturas. Se caracteriza por su amplio uso industrial en citas de embalaje, fundas, plásticos de uso múltiple, etc. Muchas de las aplicaciones de este bondadoso compuesto se basan en la sujeción de elementos

mecánicos o como piezas de sistemas que requieren alta resistencia y baja cantidad de masa. Para aplicaciones donde la pieza va a ser sometida a fuerzas externas o torques, se utiliza el propileno PP o hPP que tiene una densidad baja. (Morhain, 2001)

**Tabla 7. Propiedades mecánicas del propileno**

Propiedad	PP Homopolímero	PP Copolímero	Datos importantes
Módulo elástico en tracción (GPa)	De 1.1 a 1.6	De 0.7 a 1.4	
Carga máxima de rotura en tracción (MPa)	De 31 a 42	De 28 a 38	
Porcentaje máximo de alargamiento en rotura por tracción (%)	De 100 a 600	De 450 a 900	Una de las más altas dentro de los termoplásticos
Módulo de flexión (GPa)	1,19 a 1,75	0,42 a 1,40	
Resistencia al impacto (kJ/m <sup>2</sup> )	De 4 a 20	De 9 a 40	Una de las más altas dentro de los termoplásticos

(Morhain, 2001)

Este compuesto es idóneo para realizar prototipos, probar diferentes acoples e incluso realizar piezas complejas para su estudio, en este trabajo de titulación se lo utiliza como base para sostener parte de los miembros inferiores en la persona a rehabilitar.



### **3. METODOLOGIA**

### **3.1. INVESTIGACIÓN BIBLIOGRÁFICA**

Para comprender a profundidad las necesidades del proyecto se investigó el funcionamiento de los exoesqueletos, los sistemas de control empleados en este tipo de sistemas, como adquirir las señales necesarias y finalmente la lógica de control a utilizar. Para ordenar correctamente la información se realizaron varios resúmenes con lo que se pudo construir una base bibliográfica con la información necesaria.

El proyecto también contó con el apoyo de diferentes técnicos experimentados, los cuales contribuyeron con su experiencia en campo a la base documental creada.

### **3.2. ESTUDIO DE CAMPO**

El exoesqueleto aquí planteado fue construido de acuerdo a diseños realizados por parte de la fundación Hermano Miguel. Para conocer los elementos utilizados y desarrollar una correcta estrategia para adquirir los datos necesarios se establecieron cuatro puntos importantes para el levantamiento y tratamiento de la información.

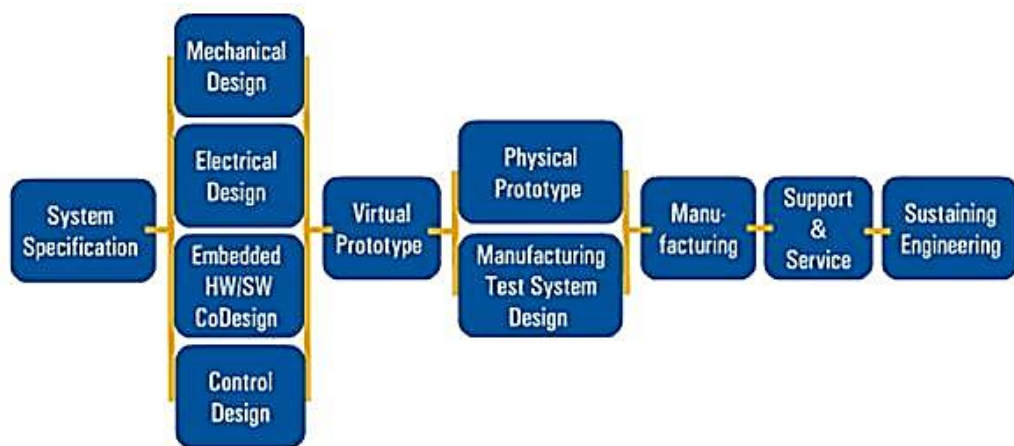
- Visitas coordinadas al lugar de instalación
- Levantamiento de información
- Análisis de datos
- Toma de decisiones

En las visitas coordinadas a la fundación, se pudo verificar la acometida disponible, toma corrientes instalados, condiciones ambientales de operación, distancias para cableado y los sensores que podrían necesitarse.

Con la información obtenida de los recursos disponibles se desarrollaron varios esquemas de conexión y las diferentes protecciones requeridas para los elementos de medición y el sistema de control. Dichos esquemas fueron analizados por el personal técnico de la fundación, los cuales determinaron la mejor opción de desarrollo.

### 3.3.METODOLOGÍA MECATRÓNICA

El método Mecatrónico abarca el sistema electrónico, mecánico, y procesos de control permitiendo el análisis, diseño, y desarrollo de aplicaciones de dispositivos inteligentes. En este trabajo se inicia con el estudio del comportamiento de los movimientos del miembro inferior y de la marcha bípeda del ser humano, luego se realiza el diseño mecánico tomando en cuenta la estructura fisiológica del cuerpo humano el cual permite un diseño más personalizado estableciendo los puntos de movilidad en cada articulación donde se establecerán los motores que accionan el movimiento. Se empleara un sistema de control que se ajusta al movimiento que realiza la marcha bípeda del paciente en donde el software define el movimiento de las piernas.Fuente: (NI, 2013)

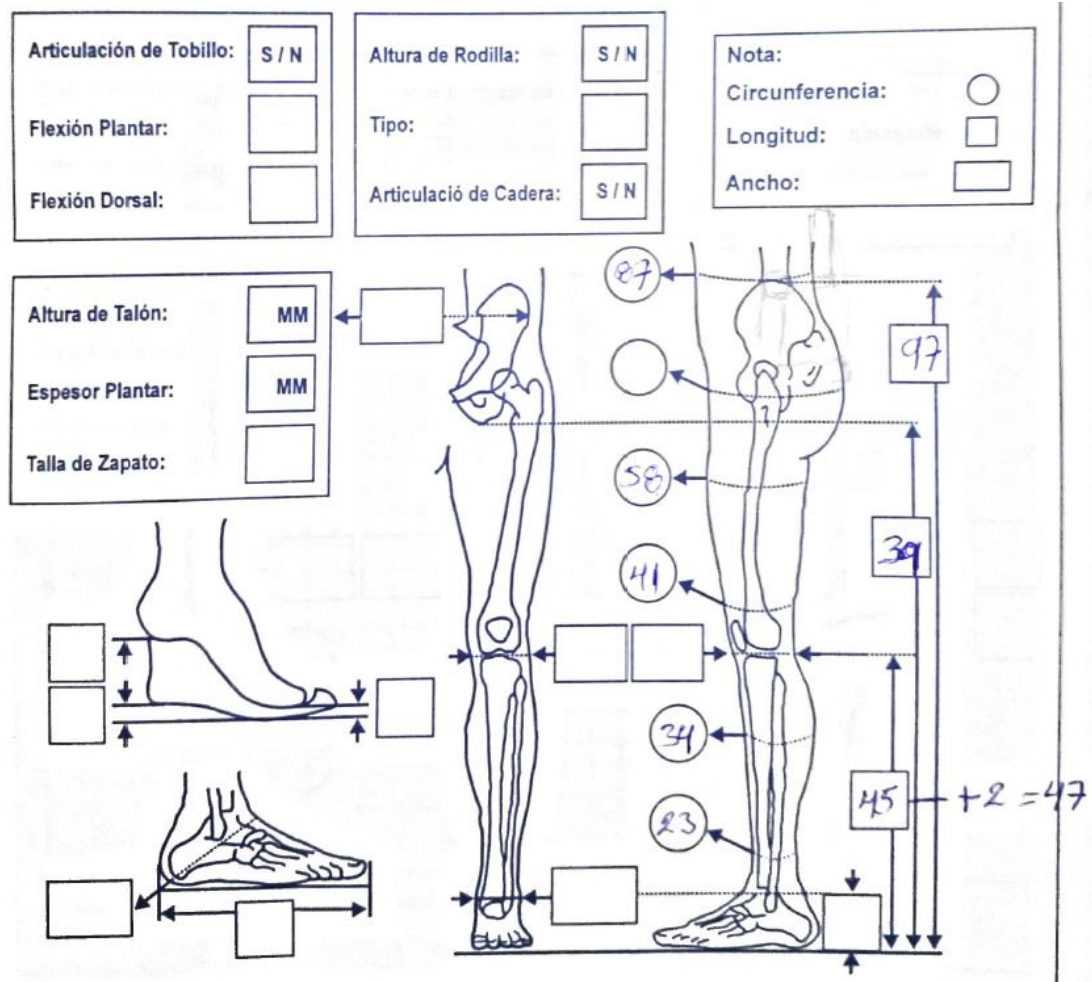


**Figura 38:** Metodología mecatrónica  
(NI, 2013)

En la actualidad, los sistemas mecatrónicos son muy utilizados para, reducir los tiempos de diseño e implantación, reducir los costos asociados al diseño y la implantación, tener un orden de actividades en un proyecto integral, visualizar la dirección de un proyecto. (Vargas, 2005).

Para aplicar la metodología mecatrónica iniciamos utilizando la información recopilada mediante investigación bibliográfica, donde encontramos todos los posibles requerimientos que podría exigir un exoesqueleto. Con esta

información pasamos al estudio de campo para determinar los requerimientos reales del paciente, creando en principio un bosquejo del diseño mecánico, su posible circuito de potencia y un sistema de control.



**Figura 39.** Requerimientos de medidas para el paciente  
(Fundación Hermano Miguel, 2013)

Para comprobar que los diseños preliminares cumplan con los objetivos de rehabilitación debemos simular el prototipo y corregir los errores.

Al terminar este proceso, se seleccionan los actuadores de acuerdo a la fuerza necesaria para impulsar al paciente como se verá en el capítulo 4. Dependiendo de su alimentación y lógica de funcionamiento desarrollamos el sistema de control.

## **4. DISEÑO**

## **4.1.FABRICACIÓN DEL PROTOTIPO**

La fundación “Hermano Miguel” utiliza el desarrollo de órtesis tipo KAFO, la cual consta de variedad de materiales y planeamiento de formas de acuerdo al paciente. KAFO hace referencia a la clasificación topográfica de cada articulación en los diferentes segmentos y tiene objetivos perfectamente definidos:

- Debe estabilizar y alinear siempre la rodilla en el plano coronal
- Debe dar siempre estabilidad y alineación en el tobillo en el plano coronal
- Según el paciente, debe dar soporte en extensión alineando la rodilla en el plano sagital
- Según sea el caso, debe dar apoyo axial a la extremidad a nivel pélvico.
- Según sea el caso, debe dar posicionamientos concretos de la cadera, rodilla y tobillo para su rápida recuperación.
- La estructura debe ser capaz de absorber momentos torsionales en la fase de apoyo y transformarlos en momentos cinéticos.

### **4.1.1.Aspectos clínicos**

Analizando las distancias de distal a proximal, encontramos segmentos que determinan el desarrollo de una órtesis KAFO, las cuales son:

#### **- Tobillo – pie**

En el caso del tobillo debemos tener en cuenta dos cosas fundamentales, que control del pie vamos a aplicar y que ángulo del pie respecto a la línea de marcha vamos a tener. En el primer caso, el pie basa gran parte de su funcionalidad en las distintas fases de la marcha en la zona del medio pie, esto es, en las articulaciones calcáneo-astrágalo-cuboideo-escafoidea (Choppard) y en las articulaciones cuneo- cuboideo-metatarsiana (Lisfranck)

Estas dos articulaciones deben estar preservadas y posicionadas de forma que no provoquen dolor ni hipermovilidad (un pie laxo o hipotónico). Por ello escoger un sistema u otro puede ser esencial para que todo el aparato funcione. En el caso de deformidades irreductibles o resistentes optaremos por un calzado o botín que recoja la forma fisiológica que presenta el paciente sin intentar una corrección importante, aplicando así una solución de apoyo y protección. Si ese mismo pie está desalineado pero tiene movilidad a la palpación (sin causar dolor), optaremos por una solución más correctora, aplicando un calzado o botín más alineado que posicione los segmentos mejorando su función. Otro aspecto importante es el plano coronal, los pies excesivamente pronados o supinados pueden dar serios problemas a la alineación superior del eje de tobillo e incluso de rodilla. Debemos aplicar cuñas solo cuando sea estrictamente necesario y no abusar de esta solución puesto que puede ser perjudicial para el paciente. En el caso de aplicarlas, siempre las aplicaremos entre el pie y el estribo (por dentro o por fuera del calzado, pero nunca por debajo del estribo o de la órtesis porque entonces lo que hacemos es desviar el eje de carga global de la órtesis aplicando momentos de fuerza patógenos a nivel del fémur y/o cadera. (Jarrod, 2008)

En el caso del ángulo del pie, se trata sin duda de uno de los problemas más importantes en una órtesis KAFO. Dependiendo de cómo cargue el paciente debemos posicionar el pie en el punto exacto para que todo el sistema funcione. Por ejemplo, en el caso de un paciente que anda con insuficiencia del cuádriceps y que en la fase de apoyo realiza una rotación interna de todo el tronco (para contrarrestar el déficit evidente de su psoas ilíaco, glúteo mayor y posiblemente oblicuos abdominales), nunca pondremos el pie en rotación externa, porque estamos condenando al paciente a no poder dar el paso, necesitamos buscar una posición neutra o con ligera rotación interna (unos 10° bastarán). Lo mismo ocurre en un paciente que tenga deformidad en la cabeza femoral, es decir, ante o retrotorsión de cadera, entonces debemos poner el pie en el mismo ángulo que tiene de torsión en cadera

(esto es solo aplicable a pacientes con edades superiores a los 6 o 7 años en niñas y hasta los 8-9 en niños debido a que por debajo de esas edades podemos incidir sobre el modelado óseo y entonces si podría estar indicado forzar la rotación de esa cabeza femoral). La rotación del pie debe estar alineada con los ejes del tobillo, es decir, cualquier eje de rotación, ya sea un estribo, un cáliper, o cualquier otro sistema deben situarse siempre a la altura del maléolo tibial (interno) debido a que es ese el eje fisiológico de giro del tobillo, y la línea intermaleolar nos marcará en el plano transversal el ángulo que debe tener el eje de flexo extensión respecto del pie. (Lemaire, 2014)

#### - **Rodilla**

En el segmento de la rodilla es importante también tener varios puntos en cuenta; por un lado el eje de rodilla siempre se situará un poco posteriorizado respecto a la línea media sagital, se acepta internacionalmente en una proporción del 60%/40%. La altura de este eje debe posicionarse más o menos a nivel de la interlínea medial (cóndilo interno) y mayor a 14 mm en adultos. Pero hay otras cuestiones a valorar, una de ellas es el concepto de rotación genicular y hace referencia a la rotación que tiene la tibia con respecto al fémur, es decir, la Tuberosidad Tibial Anterior (TTA) gira hacia fuera o hacia dentro con respecto a la línea media genicular que la suele marcar la rótula (siempre y cuando no este desviada o luxada). El KAFO debe respetar esa rotación en el caso que esté estructurada o corregirla, y se puede hacer precisamente desde la parte del pie o bien desde la propia tibia con dispositivos de contención o anti rotatorios.

Uno de los aspectos más importantes en un aparato de miembro inferior es el punto donde aplicamos los apoyos anteriores de rodilla. Las rodilleras con agujero rotuliano se han mostrado insuficientes y sobretodo lesivo y peligroso, puesto que pueden modificar su posición respecto al tutor y provocar desviaciones patelares más o menos graves. Al mismo tiempo, un apoyo frontal sobre la rótula conduce de forma lógica a una condromalacia



rotuliana por choque patelar contra el fémur. Por tanto es lógico concluir que las zonas más adecuadas para realizar apoyos en extensión de la rodilla serán la zona que se encuentra a la altura de la cabeza del peroné en la parte frontal de la tibia, porque no existe fascias musculares importantes y no corremos el riesgo de atrofiar o inhibir su función por presión. En la parte superior, en la zona más distal del cuádriceps, porque la mayoría de la actividad de ese musculo, aunque esté seriamente afectado, puede proseguir y no producimos un efecto de anulación de su función. (Pardo, 2010)

#### - **Cadera**

Habitualmente recurrimos al apoyo por inercia, y no siempre es beneficioso. Si sabemos que balance muscular tiene el paciente podemos diseñar un KAFO adecuado al potencial muscular del paciente, es decir, si tenemos una capacidad muscular leve o nula, vamos a precisar apoyo isquiático porque en caso contrario el vector de fuerza aplicado sobre el cuello femoral es demasiado elevado. Sin embargo si la capacidad muscular está afectada pero su función es moderada o normal, con algunos fallos ocasionales del musculo, podemos aplicar un KAFO sin apoyo isquiático y que llegue hasta tercio proximal femoral.

Un tema importante es que ángulo darle al aro o apoyo superior. Cada paciente tiene una morfología pélvica distinta, y debemos tener en cuenta que, además, la pelvis es un hueso móvil, hecho que complica aún más la decisión de altura y ángulo del aro superior de apoyo; lógicamente es también aplicable a termoplásticos en el caso de no poner aros metálicos o a cualquier otro material.

El ángulo del aro se mide tomando como referencia desde atrás dos huesos: el trocánter y el isquion. Si trazamos una línea recta que una estos dos referentes óseos, tenemos el ángulo que debe tener ese apoyo. Luego le podemos dar la forma que queramos, englobando isquion o no, etc., pero la orientación va a ser esa. En cuanto a la altura del apoyo, debemos tener en

cuenta varios aspectos; por un lado si el paciente tiene ante versión o retroversión pélvicas (podemos saberlo analizando en carga su ángulo pélvico), en el caso de que exista una ante versión pélvica importante va a ser necesario que apliquemos el aro con apoyo lo más bajo posible, para intentar llevar esa hemipelvis a retroversión es decir alinearse con su contralateral, mientras que si el paciente presenta retroversión pélvica, haremos lo contrario, subiremos el aro o apoyo lo necesario para igualar el ángulo con su contralateral. Es muy importante no compensar asimetrías con el apoyo isquítico; un miembro más corto se compensa desde abajo, nunca elevando el apoyo, porque lo que se realiza es colgar literalmente la pierna en lugar de darle apoyo que es lo que necesita la pelvis.

Para la fabricación del prototipo se debe tomar en cuenta las variables de resistencia y flexibilidad del material a utilizar, el peso es un factor predominante.

#### - **Montaje y alineación**

Una vez tenemos hecho un estudio en profundidad de aspectos clínicos y biomecánicos debemos construir la órtesis. En el proceso de construcción debemos tener en cuenta cuestiones técnicas relevantes para el buen funcionamiento de la misma, podemos dar unos principios fundamentales que siempre deben cumplirse:

- Las articulaciones de rodilla y de tobillo deben estar siempre paralelas en el plano coronal.
- El plano articular (la cabeza del tornillo, y por extensión la superficie interna de las articulaciones) de rodilla debe estar alineado en los tres planos, pero atención en el plano sagital tenemos dos variantes: nunca debe estar una más adelantada que otra, y nunca debe estar una más inclinada que otra.
- El tobillo debe cumplir las mismas condiciones mecánicas, y si necesitamos aumentar o disminuir la rotación del pie, la única opción es

adelantar una de las barras para orientar después el plano de las articulaciones de nuevo.

- En órtesis que no usen anillos metálicos ni uniones rígidas entre las platinas pueden desalinearse con el uso, es importante incluir nerviaciones o refuerzos en el termoplástico, carbono o material que se use para que no suceda eso.
- El eje sagital de tobillo siempre va a ir retrasado con respecto al de rodilla, excepto en los casos de recurvatum genicular en que debemos valorar la cantidad de corrección que podemos darle al paciente puesto que podemos poner en riesgo la rodilla.
- Los ejes de tobillo y rodilla pueden no ser paralelos en el plano transversal (rotaciones axiales) (Sawicki, 2010).

En el proceso de fabricación de órtesis de marcha para pacientes con lesión medular, se tomó en cuenta los siguientes materiales.

- Vendas de yeso.
- Yeso calcinado.
- Polipropileno de 5mm
- Barras de duraluminio de espesor de  $\frac{3}{4}$  x  $\frac{3}{16}$  articulación de rodilla en acero inoxidable con bloqueo automático de gatillo suizo.
- Barras de duraluminio de espesor de  $\frac{3}{4}$  x  $\frac{3}{16}$  articulación en acero inoxidable de eje libre.
- Articulaciones de tobillo en acero inoxidable bloqueo para la flexión plantar y regulador ajustable para la flexión dorsal.

## **4.2.JUSTIFICACIÓN DE LOS MATERIALES**

Se usaron vendas de yeso de secado extra rápido por su fácil manipulación para moldear las extremidades inferiores.

Yeso calcinado para rellenar los moldes de yeso y polipropileno utilizado por las siguientes características:

El polímero termoplástico, parcialmente cristalino, que se obtiene de la polimerización del propileno (o propeno) pertenece al grupo de las poli olefinas y es utilizado en una amplia variedad de aplicaciones. Tiene gran resistencia contra diversos solventes, químicos, así como contra álcalis y ácidos. En la figura 40 puede observarse el cuadro de selección de articulaciones para su posterior construcción.



**Figura 40.** Cuadro de articulaciones de la fundación (Fundación “Hermano Miguel”, 2015)

Con respecto a las barras metálicas mencionadas se utilizaron por su peso y su gran resistencia el modelo 1003 A y 3250 A, como se observa en las tablas 8 y 9.

**Tabla 8.** Modelos de barras de aluminio serie 1003 A

Aluminio modelo 1003 con borde redondeado		
Modelo No.	Tamaño de junta	Dimensiones
1003-A4	A	1/4" x 3/4"
1003-A6	A	3/16" x 3/4"
1003-B4	B	1/4" x 5/8"
1003-B6	B	3/16" x 5/8"

**Tabla 9.** Modelos de barras de aluminio serie 3250<sup>a</sup>

<b>Modelo No.</b>	<b>Longitud</b>
3250-A8	8"
3250-A8.5	8-1/2"
3250-A9	9"
3250-A9.5	9-1/2"
3250-A10	10"
3250-A10.5	10-1/2"
3250-A11	11"

(Bohma, 2015)

Finalmente se utilizó cinta de dacrón de 2 ½ "por su resistencia y fácil adaptación al cierre en velcro.

### **4.3.PROCESO DE CONSTRUCCIÓN**

El proceso se basa en tomar un molde en yeso, para lo cual utilizamos vendas de yeso de 8", se empieza delimitando las prominencias Oseas del tobillo y señalando las articulaciones de tobillo rodilla y cadera enyesamos la extremidad inferior desde el pie hasta el periné borde proximal del muslo para ambas extremidades.

Para la parte superior del tronco enyesamos desde la cadera hasta la parte dorsal de la columna vertebral.

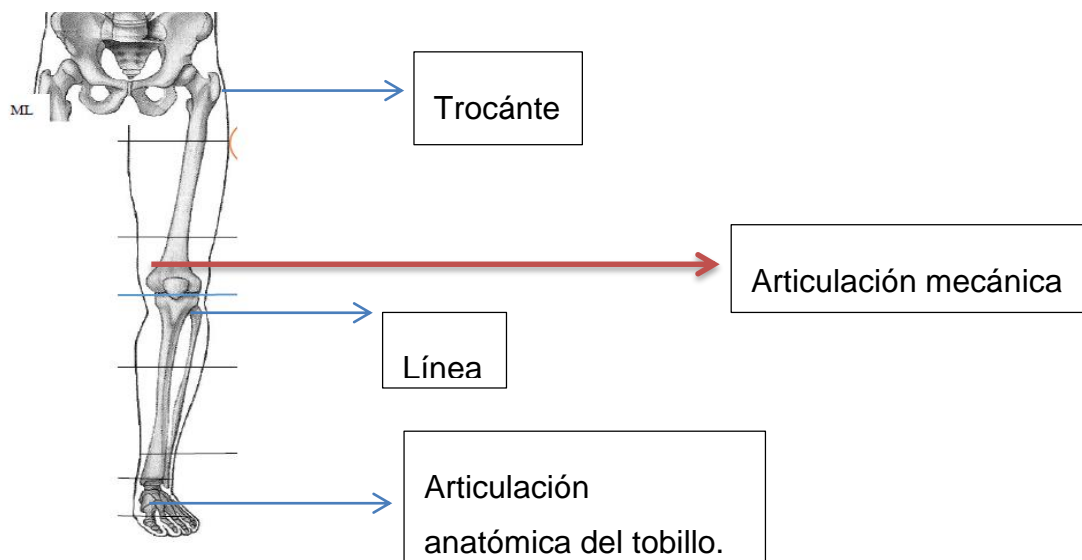
Una vez obtenidos los moldes procedemos a sellar para llenar con yeso calcinado y así obtener moldes positivos a los cuales vamos a dar forma siguiendo y respetando la configuración de las extremidades inferiores y de la parte de la columna lumbar y dorsal.

Después con los moldes delimitados se precede a dar formas a las barras siguiendo la configuración de la parte lateral del molde de la extremidad inferior de la misma manera procedemos a dar forma de las barras para la parte columna lumbar y dorsal.

Para ubicar las articulaciones de tobillo metálicas se tomó como referencia el borde inferior del maléolo externo.

Para las articulaciones metálicas de rodilla se tomaron como referencia la articulación anatómica que se ubica entre la parte distal del fémur y la parte proximal de la tibia sobre esa línea subimos 2 cm para colocar la articulación mecánica.

La articulación metálica de la cadera la ubicamos a nivel del trocánter mayor.



**Figura 41.** Posición de la articulación mecánica  
(Li, 2012)

#### **4.4.CÁLCULOS CINEMÁTICOS DE LA ESTRUCTURA**

El equipo de rehabilitación consta de un segmento para el soporte de la pelvis y la espalda baja, dos segmentos para el movimiento y soporte de los muslos, dos segmentos para el soporte y movimiento de las pantorrillas, y

dos segmentos para los pies. Estas partes están formadas por barras metálicas que se unen entre sí por medio de articulaciones que poseen 1 grado de libertad (1 GDL); las barras van acopladas a estructuras plásticas con forma de anillo que rodean la pelvis, espalda baja y miembros inferiores del paciente, fijándose al torso y extremidades a través de correas ajustables. El equipo de rehabilitación posee como características: alta resistencia mecánica, bajo peso, facilidad de uso y buena ergonomía para el paciente. La movilidad de los miembros inferiores se logrará con actuadores lineales acoplados al exoesqueleto. En la siguiente figura se muestra el armazón del equipo de rehabilitación sin sus actuadores lineales.



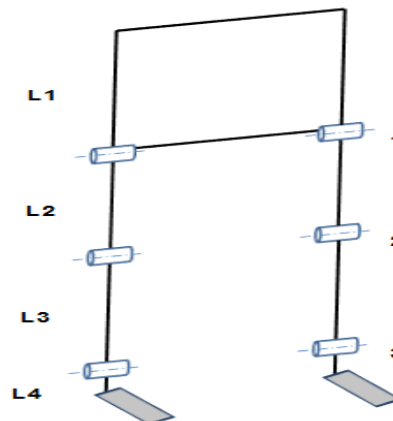
**Figura 42.** Estructura del exoesqueleto

Es importante indicar que el armazón del exoesqueleto fue diseñado y construido a la medida del paciente que lo usará, asegurándose de esta manera su funcionamiento específico durante el proceso de rehabilitación. Así mismo, se debe mencionar que el equipo no permitirá al paciente caminar de forma totalmente autónoma, debiéndose asegurar su equilibrio y estabilidad, así como su apoyo parcial por medio de otra persona o de barras paralelas de rehabilitación. Los actuadores lineales permitirán el movimiento de flexión y extensión de los muslos y pantorrillas del paciente,

sin considerarse actuadores para los pies, ya que el exoesqueleto posee resortes a nivel de los tobillos que facilitan el movimiento de los pies durante el funcionamiento del exoesqueleto; además, con la ayuda de otra persona o de barras paralelas de rehabilitación se complementará la función de los pies durante el proceso de caminar.

#### 4.4.1. ANÁLISIS CINEMÁTICO

Para efectuar el análisis cinemático se requieren conocer las dimensiones de cada segmento del exoesqueleto, sus amplitudes de movimiento y grados de libertad (GDL). El equipo posee articulaciones de 1 GDL en la cadera, rodillas y tobillos. Por este motivo, el movimiento de cada segmento se realizará con un actuador, sumando un total de 4 actuadores; 2 para los muslos y 2 para las pantorrillas. En la figura 43 se indica un esquema de las partes y GDL del dispositivo de rehabilitación.



**Figura 43.** Segmentos y GDL del exoesqueleto

Los segmentos del exoesqueleto tienen las siguientes dimensiones:

- L1 (cadera y espalda baja) = 216 mm
- L2 (muslo) = 296 mm
- L3 (pantorrilla) = 326 mm
- L4 (tobillo-pie) = 104 mm



La selección del tipo de actuador lineal y sus dimensiones dependerán de las longitudes de los segmentos del equipo, sus ángulos de rotación y fuerzas necesarias en el proceso de caminar. Tomando en cuenta la longitud de los segmentos y la velocidad de los movimientos durante la rehabilitación de personas parapléjicas o con grados inferiores de parálisis de los miembros inferiores, se escogieron actuadores lineales eléctricos para el funcionamiento del exoesqueleto. Este tipo de actuadores lineales se caracterizan por:

- Baja velocidad de avance del pistón
- Fuerza del pistón relativamente baja (100-150 kg)
- Fácil instalación y operación
- Bajo costo

Estas características hacen de los actuadores lineales eléctricos una muy buena alternativa para la rehabilitación de personas parapléjicas o con problemas de movilidad en sus miembros inferiores, pues durante la acción de caminar, las fuerzas necesarias que deben ejercer los actuadores no son muy altas (máximo de 600 N en total para este caso en específico) y se debe asegurar un movimiento lento y controlado de los miembros inferiores. Una vez seleccionado el tipo de actuador, queda por determinar la longitud de carrera, velocidad y fuerza máxima del pistón.



**Figura 44.** Actuador lineal eléctrico de 6 pulgadas de carrera  
(Windynation, 2016)

#### 4.4.2.CINEMÁTICA DIRECTA

El problema de la cinemática directa para un actuador de una cadena de eslabones reside en encontrar la posición y orientación del efector final de la

cadena respecto a su base, dadas las posiciones de todas las articulaciones y los valores de todos los parámetros geométricos de la cadena (Siciliano, 2008). Partiendo de este concepto, la locomoción del exoesqueleto para los miembros inferiores es básicamente un problema de cinemática directa, pues se conocen las dimensiones de sus segmentos, posición de sus articulaciones y parámetros geométricos generales.

El primer paso para la determinación de los puntos de fijación de los actuadores lineales consiste en conocer detalladamente el ciclo de la marcha humana (caminar), sus fases, duración de cada fase y ángulos que se forman entre los segmentos del cuerpo humano. El ciclo de la marcha se divide en dos fases principales, la fase de Apoyo (Stance) y la fase de Oscilación (Swing), con una duración del 60% y 40% del ciclo, respectivamente (Perry, 1992). Durante la fase de apoyo, el pie se encuentra en contacto con el suelo soportando el peso del cuerpo, mientras que en la fase de oscilación, la pierna se mueve hacia delante sin tocar el suelo.

A su vez, la fase de Apoyo se divide en:

- Contacto Inicial (Initial Contact, IC). 0-2 %
- Fase de Respuesta Inicial a la Carga (Loading Response, LR). 0-10 %
- Fase Media de Apoyo (Mid Stance, MST). 10-30 %
- Fase Final de Apoyo (Terminal Stance, TST). 30-50 %
- Fase previa de balanceo (Pre-Swing, PS). 50-60 %

La IC tiene lugar en el instante que el talón hace contacto con el suelo, representa un intervalo de 0-2 % de la marcha. La IC es el inicio del periodo en que ambos pies se encuentran apoyados sobre el suelo (DLS). La LR inicia con la IC y continúa hasta que el otro pie se despegas del suelo, transfiriéndose todo el peso del cuerpo a la pierna, tiene una duración del 0-10 % de la marcha. La MST inicia al final de la LR cuando el otro pie se levanta del suelo, continúa hasta que el peso del cuerpo se alinea con el antepié, corresponde a un intervalo del 10-30 % de la marcha. La TST inicia

con el levantamiento del talón y continua hasta que el otro pie golpea el suelo, representa un intervalo del 30-50 % de la marcha. El final de la fase de Apoyo es la PS, inicia con el contacto del otro pie y el suelo, concluyendo al separar el pie del piso, es al final de esta fase donde se transfiere el peso del cuerpo al otro pie, su duración va del 50-60 % de la marcha.

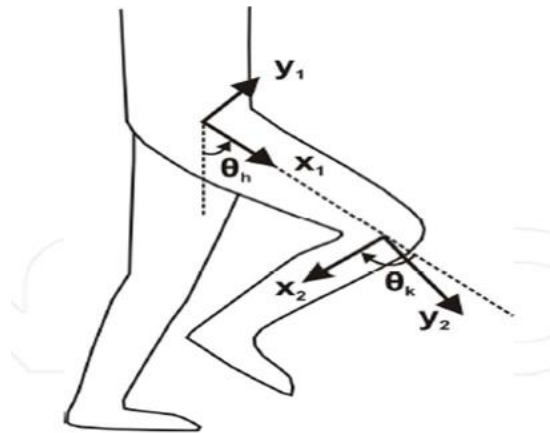
La fase de Oscilación se divide en:

- Fase Inicial de Oscilación (Initial Swing, ISW). 60-73 %
- Fase Media de Oscilación (Mid Swing, MSW). 73-87 %
- Fase Final de Oscilación (Terminal Swing, TSW). 87-100 %

La ISW inicia al despegar el pie del piso y termina con el pie en posición opuesta al pie de apoyo, representa el 60-73 % de la marcha. La MSW comienza en la posición final de la ISW y termina con el miembro inferior hacia adelante y la pierna en posición vertical, su duración va del 73-87 % de la marcha. La última parte de la fase de Oscilación es la TSW, inicia con la pierna en posición vertical y concluye con el contacto entre el talón y el suelo, representa el intervalo de 87-100 % de la marcha.

Una vez conocidas las fases del ciclo de la marcha y el tiempo de ejecución de cada una, quedan por determinar los parámetros más importantes del ciclo, los ángulos que se forman en las articulaciones de los miembros inferiores. En la siguiente figura se muestran estos ángulos, donde  $\theta_h$  es el ángulo entre el torso (torso en posición vertical) y el muslo, mientras que  $\theta_k$  es el ángulo formado entre el muslo y la pierna.

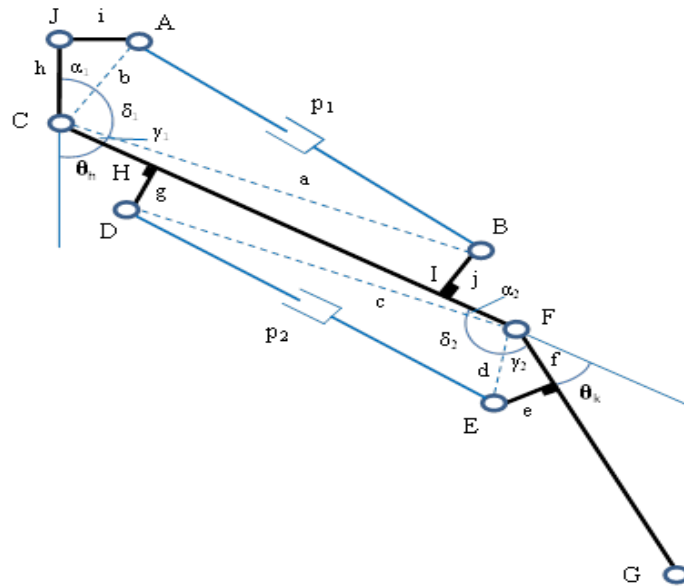
En la siguiente figura se puede comprobar las reacciones determinadas y utilizadas para realizar los cálculos presentados, este modelo permitió establecer fuerzas que actúan en el caminado, y posteriormente encontrar torques que actúan en la estructura del exoesqueleto.



**Figura 45.** Ángulos de las articulaciones de los miembros inferiores durante el ciclo de marcha  
(Koceska, 2011)

Si bien la pierna puede tener un movimiento de flexión y extensión,  $\theta_k$  siempre corresponde a un ángulo de flexión. Para el caso del muslo, sus movimientos también son de flexión y extensión, pero el ángulo  $\theta_h$  es de flexión para todas las fases del ciclo de la marcha, a excepción de las fases TST y PS, donde el ángulo es de extensión. La tabla 5 del capítulo 3 indica los ángulos iniciales y finales del muslo y la pierna durante el ciclo normal de la marcha. Como se puede observar en la tabla 10, la pierna puede realizar un movimiento de flexión y otro de extensión en una misma fase.

A continuación se deben analizar las relaciones geométricas entre los actuadores y los segmentos del exoesqueleto, las variables que se deben calcular son las distancias entre las articulaciones y los puntos de fijación de los actuadores y las diferentes longitudes que tendrán los actuadores durante el ciclo de la marcha. En la figura 46 se muestra un esquema cinemático del exoesqueleto para un miembro inferior junto con sus actuadores lineales.



**Figura 46.** Esquema cinemático del exoesqueleto y actuadores lineales

De acuerdo a la figura anterior, el segmento  $p_1$  representa al actuador lineal del muslo y el segmento  $p_2$  corresponde al actuador lineal de la pierna. Como ya se indicó, el ángulo entre el torso en posición vertical y el muslo es  $\theta_h$ , mientras que  $\theta_k$  es el ángulo formado entre el muslo y la pierna.

La longitud  $p_2$  en función de  $\theta_k$  se puede calcular aplicando el teorema de Pitágoras y la ley de cosenos, obteniéndose:

$$\delta_2 = 180^\circ - \theta_k - \alpha_2 - \gamma_2$$

$$c = \sqrt{g^2 + HF^2}$$

$$d = \sqrt{e^2 + f^2}$$

$$p_2 = \sqrt{c^2 + d^2 - 2cd \cos \delta_2} \quad [5]$$

El valor de  $p_1$  en función de  $\theta_h$  está dado por:

$$\delta_1 = 180^\circ - \theta_h - \alpha_1 - \gamma_1 \quad [6]$$

$$\gamma_1 = \tan^{-1} \left( \frac{j}{\bar{CI}} \right)$$

$$a = \sqrt{i^2 + \bar{CI}^2}$$

$$b = \sqrt{i^2 + h^2}$$

Tomando en cuenta las dimensiones del exoesqueleto y los valores de  $p_1$  y  $p_2$  durante todas las fases de ciclo de la marcha, se escogió un actuador lineal eléctrico con una carrera de 4 pulgadas, cuya longitud máxima es de 300 mm y la mínima de 200 mm. Los valores de  $p_1$  y  $p_2$  se encuentran dentro del intervalo de 200 a 300 mm para todas las posiciones del ciclo de la marcha, ver las tablas 2 y 3 del Anexo 2.

Las distancias escogidas entre las articulaciones y los puntos donde se fijarán los actuadores lineales son las siguientes:

#### Actuador para el muslo

- $h = 70$  mm
- $i = 50$  mm
- $\bar{CI} = 220$  mm
- $j = 25$  mm

#### Actuador para la pierna

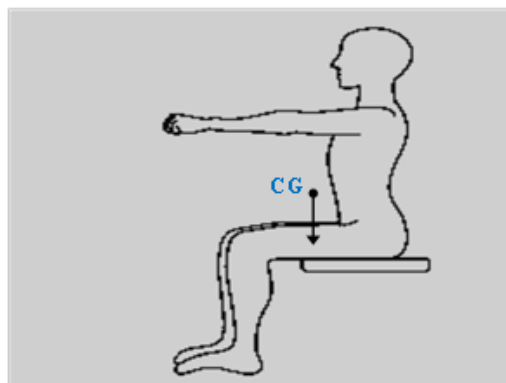
- $f = 70$  mm
- $e = 60$  mm
- $\bar{FH} = 220$  mm
- $g = 25$  mm

Los símbolos de las dimensiones anteriores corresponden a la nomenclatura de la figura 46, cuyos valores fueron seleccionados a partir de los resultados de las ecuaciones [5] y [6] (tablas 2 y 3 del Anexo 2). Si bien durante el ciclo de la marcha, el muslo en las fases TST y PS tiene un ángulo de extensión respecto al torso, el exoesqueleto construido únicamente permite un ángulo

de flexión, por este motivo, el ángulo de extensión entre el muslo y el torso durante las fases TST y PS se lo tomará como de cero grados.

#### 4.4.3. ANÁLISIS DINÁMICO

La primera operación que debe realizar el exoesqueleto y en donde se ejercen las mayores fuerzas por parte de los actuadores lineales, es el poner de pie a la persona desde una posición sentada; en este proceso, las fuerzas principales las ejercen los actuadores que rotan las pantorrillas respecto a los muslos. Los parámetros necesarios para el cálculo de la fuerza que debe ejercer cada actuador y su posición óptima en el almacén del exoesqueleto son: la masa de la persona (65 kg), su estatura (162 cm) y la ubicación del centro de gravedad de la persona en la posición sentada. En la figura 46 se indica un esquema de la persona en posición sentada y con los brazos extendidos hacia adelante, esta disposición de los brazos desplaza el centro de gravedad hacia el punto de rotación (rodillas), disminuyendo las fuerzas que deben ejercer los actuadores.



**Figura 47.** Persona en posición sentada con los brazos extendidos hacia adelante  
(Koceska, 2011)

Para determinar la ubicación del centro de gravedad del cuerpo se debe conocer la masa, longitud y ubicación del centro de gravedad de cada una de sus partes. Primero se escoge un punto de referencia apropiado, en este caso, la articulación de la cadera; y se mide la distancia horizontal desde este punto hasta el sitio de localización del centro de gravedad de cada

segmento. Después se obtiene el momento de cada porción respecto al punto de referencia y se suma los resultados; finalmente se divide el peso de la persona entre el momento total, obteniéndose la ubicación del centro de gravedad del cuerpo. En las siguientes tablas se muestran la masa y longitud promedios de los diferentes segmentos del cuerpo de una mujer, dados en porcentaje respecto a su masa total y estatura, así como la posición del centro de gravedad de cada parte. Es importante entender que estos valores son promedio, para realizar un análisis más profundo se debe ingresar los valores del paciente de manera adecuada, realizando mediciones periódicas donde se pueda establecer el error de estas actividades, determinar el valor correcto y hacer uso de estas herramientas.

**Tabla 10.** Longitud porcentual de cada segmento del cuerpo respecto a la estatura.

Segmento	Hombres	Mujeres	Promedio
Cabeza y cuello	10.75	10.75	10.75
Tronco	30	29	29.5
Tórax	12.7	12.7	12.7
Abdomen	8.1	8.1	8.1
Pelvis	9.3	9.3	9.3
Brazo	17.2	17.3	17.25
Ante brazo	15.7	16	15.85
Mano	5.75	5.75	5.75
Muslo	23.2	24.9	24.05
Pierna	24.7	25.7	25.2
Pie	4.25	4.25	4.25
Biacromial	24.5	20	22.25
Bi-iliac	11.3	12	11.65



**Tabla 11.** Puntos extremos de los segmentos del cuerpo

Segmento	Proximal	Distal
Cabeza y cuello	Vértice	Hombro (Cervical 7)
Tronco	Hombro (Cervical 7)	Cadera
Brazo	Hombro	Codo
Ante brazo	Codo	Muñeca
Mano	Muñeca	Punta del dedo
Muslo	Cadera	Rodilla
Pierna	Rodilla	Tobillo

(Plagenhoef, 1983)

**Tabla 12.** Porcentaje másico de cada segmento respecto a la masa del cuerpo

Segmento	Hombres	Mujeres	Promedio
Cabeza y cuello	8.26	8.2	8.23
Tronco	55.1	53.2	54.15
Tórax	20.1	17.02	18.56
Abdomen	13.06	12.24	12.65
Pelvis	13.66	15.96	14.81
Total Brazo	5.7	4.97	5.335
Brazo	3.25	2.9	3.075
Ante brazo	1.87	1.57	1.72
Mano	0.65	0.5	0.575
Antebrazo y mano	2.52	2.07	2.295
Total pierna	16.68	18.43	17.555
Muslo	10.5	11.75	11.125

Pierna	4.75	5.35	5.05
Pie	1.43	1.33	1.38
Pierna y pie	6.18	6.68	6.43

(Plagenhoef, 1983)

De estas tablas es posible deducir la distancia porcentual en hombres y mujeres de acuerdo a sus medidas. Este tipo de cálculos son en principio para determinar una base del paciente lo que le da al terapeuta una idea de lo que sucede en el ambiente al momento de realizar rehabilitación.

**Tabla 13.** Distancia porcentual promedio de la ubicación del centro de gravedad en cada segmento del cuerpo humano

Segmento	Hombres	Mujeres	Promedio
Cabeza y cuello	55	55	55
Tronco	63	56.9	59.95
Tórax	56.7	56.3	56.5
Abdomen	46	46	46
Pelvis	5	5	5
Brazo	43.6	45.8	44.7
Ante brazo	43	43.4	43.2
Mano	46.8	46.8	46.8
Muslo	43.3	42.8	43.05
Pierna	43.4	41.9	42.65
Pie	50	50	50
Abdomen y pelvis	44.5	39	41.75

(Plagenhoef, 1983)

Con los datos de las tablas anteriores (10 – 13), la masa de la paciente y su estatura, se estimaron la longitud y masa de cada parte del cuerpo, así como la distancia horizontal entre su centro de gravedad y la articulación de la cadera. Los datos obtenidos permiten calcular el centro de gravedad o masa, el cual servirá para futuros cálculos de equilibrio. Estos resultados se indican en la siguiente tabla:

**Tabla 14.** Estimación de las masas del paciente, longitudes y distancias al centro de gravedad.

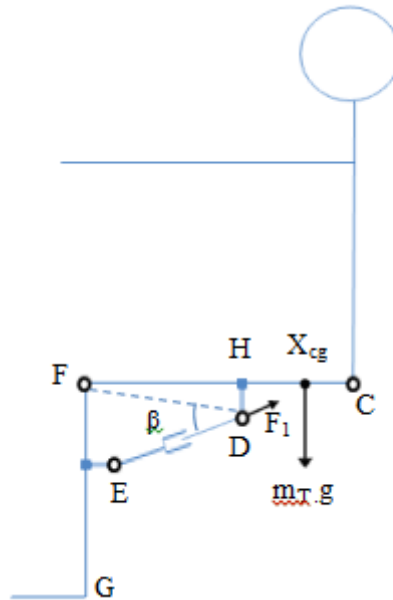
Segmento	Masa (kg)	Longitud (m)	Distancia del CG (m)
Cabeza y cuello	4.342	0.2689	0.0000
Torso	27.677	0.4698	0.0000
Muslo	9.607	0.4033	0.1952
Pierna	3.1265	0.4163	0.4033
Pie	0.8385	0.2327	0.4967
Brazo	1.6575	0.2802	0.1612
Antebrazo	0.897	0.2595	0.3985
Mano	0.364	0.164	0.6622

La localización horizontal del CG del cuerpo respecto a la articulación de la cadera está dada por:

$$X_{cg} = \frac{\sum x_i \cdot W_i}{\sum W_i} = \frac{6.83}{65} = 0.1051 \text{ m} \quad [7]$$

Donde  $W_i$  es la masa de cada segmento del cuerpo y  $x_i$  es la distancia horizontal entre el centro de gravedad de cada parte del cuerpo y la articulación de la cadera. Una vez calculada la distancia  $X_{cg}$ , se procede a estimar la fuerza que ejercerán los actuadores de las piernas; en este

cálculo se usaran las distancias y parámetros geométricos que fueron estimados en la sección de análisis cinemático. En la figura 48 se muestra un diagrama del cuerpo humano en posición sentada junto con las fuerzas que intervienen en el movimiento de ponerse de pie.



**Figura 48.** Esquema del cuerpo en posición sentada y fuerzas que intervienen para ponerse de pie

La longitud del segmento del exoesqueleto correspondiente al muslo es de 0.296 metros, si restamos de esta cifra el valor de  $X_{cg}$ , tenemos una longitud de 0.1909 metros, correspondientes a la distancia horizontal entre el centro de gravedad y la articulación de la rodilla. Se tiene entonces que el torque total ejercido por el peso del cuerpo en posición sentada es:

$$T = F * d * \cos\phi \quad [8]$$

$$T = 65 \text{ kg} * 9.81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2} * 0.1909 \text{ m} * \cos(0) = 121.73 \text{ N} \cdot \text{m}$$

De acuerdo a las figura 45 y 47, la fuerza que debe ejercer el actuador de la pierna es igual a:

$$F_1 = \frac{121.73}{2c \cdot \sin \beta_2} \quad [9]$$

Donde el ángulo  $\beta$  está dado por:

$$\beta = \cos^{-1} \left( \frac{p_2^2 + c^2 - d^2}{2p_2 \cdot c} \right) \quad [10]$$

En la posición sentada se tiene que  $p_2 = 196$  mm,  $c = 225.6$  mm y  $d = 74.3$  mm, reemplazando en [9] se obtiene:

$$F_1 = \frac{121.73}{2 \cdot 0.2256 \cdot \sin 18.65} = 843.66 \text{ N}$$

Durante el funcionamiento del exoesqueleto, la mayor fuerza que deben ejercer los actuadores es de 843.66 N, es decir, 86 kg fuerza. Por este motivo, se han seleccionado actuadores lineales con una fuerza máxima de 100 kg para dar movilidad y soporte al armazón del exoesqueleto.

## 4.5. DISEÑO EN SOLIDWORKS

Para comprender el estado de las diferentes piezas desarrolladas en la fundación se realiza el diseño de la estructura en SOLIDWORKS para comprobar posiciones y obtener imágenes para el HMI.

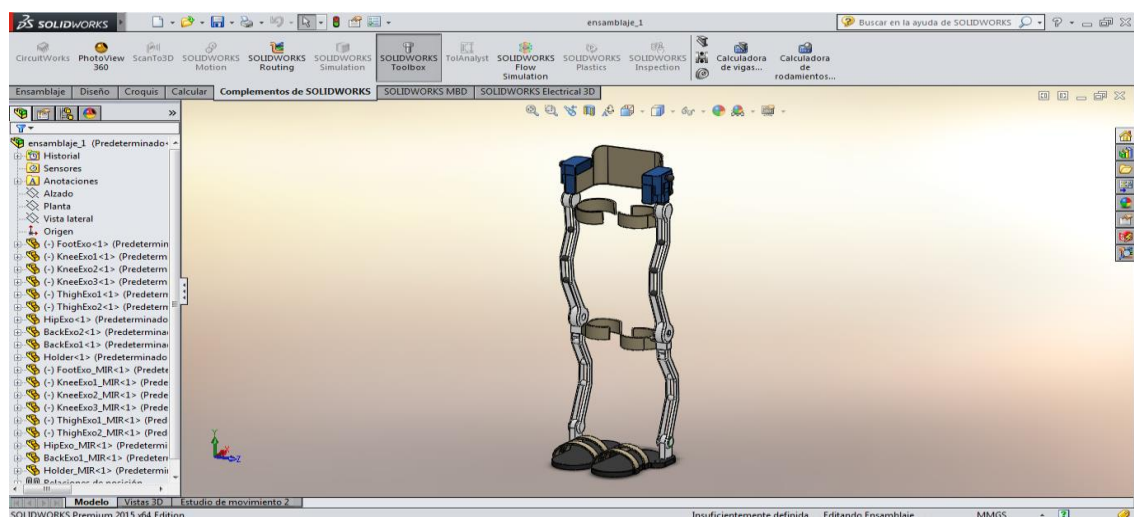


Figura 49. Diseño de la estructura en SOLIDWORKS

De acuerdo a los análisis anteriores se comprueba que un estudio de la estructura completa no es necesario, solo es importante verificar que las barras de la estructura no fallen al corte por la acción de los torques de los actuadores.

#### 4.5.1. ANÁLISIS DE ESFUERZOS

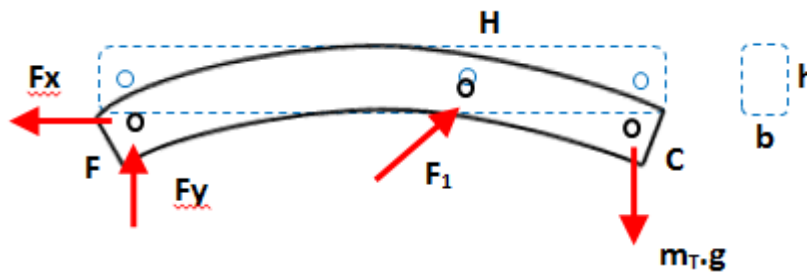
Se analizarán los esfuerzos de los segmentos del exoesqueleto correspondientes al muslo y la pierna. Únicamente se evaluaron estos dos segmentos porque son los que soportan los mayores esfuerzos de toda la estructura. Por simplicidad, el análisis de fuerzas, momentos y esfuerzos parte de las siguientes suposiciones:

- El exoesqueleto se analiza en posición sentada durante la operación de ponerse de pie (ver la figura 48)
- Se eliminan de los cálculos a la fuerza ejercida por el actuador que da movilidad al muslo, pues la magnitud de esta fuerza es mucho menor a la ejercida por el actuador que mueve la pierna.
- Debido a la lentitud de los movimientos, se considera al exoesqueleto como una estructura estática.
- Se considera al segmento de la pierna anclado al piso en el punto G de la figura 48.

En la figura 50 se indica el diagrama de cuerpo libre del segmento del exoesqueleto correspondiente al muslo, las fuerzas y el momento máximo que actúan sobre el cuerpo son:

$$F_x = 826.546 \text{ N}, F_y = 468.586 \text{ N}$$

$$F_1 = 843.66 \text{ N}, M_{\max} = 169.064 * (\overline{FH} * \overline{HC}) / \overline{FC} = 9.55 \text{ N.m}$$



**Figura 50.** DCL del segmento del muslo del exoesqueleto

El armazón del exoesqueleto fue construido con barras de sección rectangular de duraluminio, las dimensiones de la sección transversal de las barras son  $h= 19.05$  mm y  $b=4.76$  mm. Para garantizar la integridad estructural del exoesqueleto, la siguiente ecuación debe cumplirse

$$\frac{F_x/A}{k_t\sigma_{adm}} + \frac{(M_{max}\cdot y/I)}{\sigma_{adm}} \leq 1 \quad [11]$$

Donde A es el área de la sección transversal de la barra restada el área del orificio hecho para fijar el actuador lineal,  $k_t$  es el factor de concentración de esfuerzos debido al orificio, y es la distancia entre el eje neutro de la barra y el punto de mayor esfuerzo en la misma, I es el momento de inercia de la barra y  $\sigma_{adm}$  es el esfuerzo admisible del duraluminio. El esfuerzo admisible del duraluminio tiene un valor aproximado 30 kg/mm<sup>2</sup> (Beck, 1924), es decir, 294.3 Mpa. Los valores de las variables de la ecuación anterior son:

$$A = 9.0678 \times 10^{-5} m^2$$

$$y = \frac{0.01905}{2} = 0.009525 m$$

$$k_t = 2.42$$

Diámetro agujeros = 4.76 mm

Es importante indicar que el numerador del segundo miembro de la ecuación 10 es igual al esfuerzo máximo de flexión en el segmento FC del exoesqueleto; obteniéndose:

$$\frac{826.546 \text{ N}/9.0678 \times 10^{-5} \text{ m}^2}{2.42 \cdot 294.3 \times 10^6 \text{ Pa}} + \frac{33.6966 \times 10^6 \text{ Pa}}{294.3 \times 10^6 \text{ Pa}} = 0.13$$

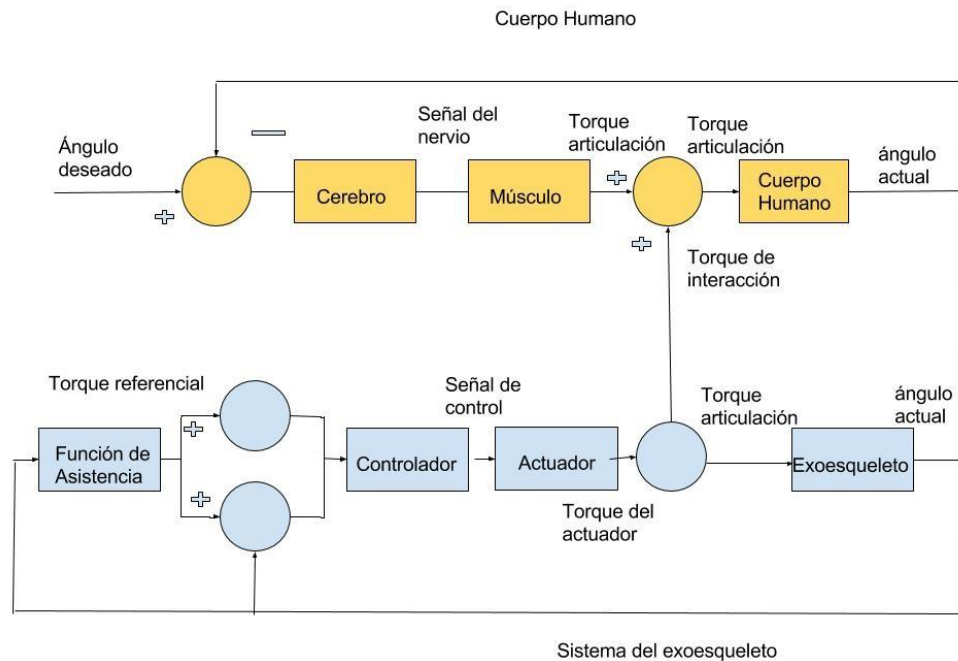
El resultado de la ecuación es mucho menor a 1, por ende la estructura del exoesqueleto funcionará con un amplio rango de seguridad durante la rehabilitación de la paciente.

#### **4.6.SISTEMA DE CONTROL**

Las variables más importantes a controlar para un exoesqueleto de última generación son las de posición y fuerza esto se puede entender como ángulo deseado y torque aplicado, en el caso particular de este prototipo se realizará el control haciendo uso del tiempo de trabajo del actuador. Para desarrollar estrategias sencillas se considera el uso específico del prototipo, en este caso realizar pasos cortos y de bajo impacto para un tratamiento preliminar. Para iniciar un correcto proceso de adaptación el rehabilitador debe ajustar el programa para cada paciente. En este caso el único beneficiario contará con asesoría completa para empezar su desarrollo. Después de un periodo de adaptación utilizando rutinas pre programadas se puede iniciar un proceso más intenso de trabajo. (Chen, 2016)

Para este prototipo en específico se integran rutinas desarrolladas con el terapeuta en base al grado de incapacidad del paciente, determinando en ellas ángulos de trabajo y extensión del actuador relacionados a tiempo de trabajo. Para el sistema de control se integran relés en distribución de puente H, el cual permite cambiar el sentido de flujo de la corriente hacia el motor del actuador causando extensión y contracción del miembro intervenido, en la figura 51 se puede observar el diagrama de flujo de un sistema avanzado, el cual integra sensores, actuadores y controladores de alto costo, en base a este diagrama se construye el flujograma del prototipo de este proyecto de titulación, el cual se observa en la figura 52.

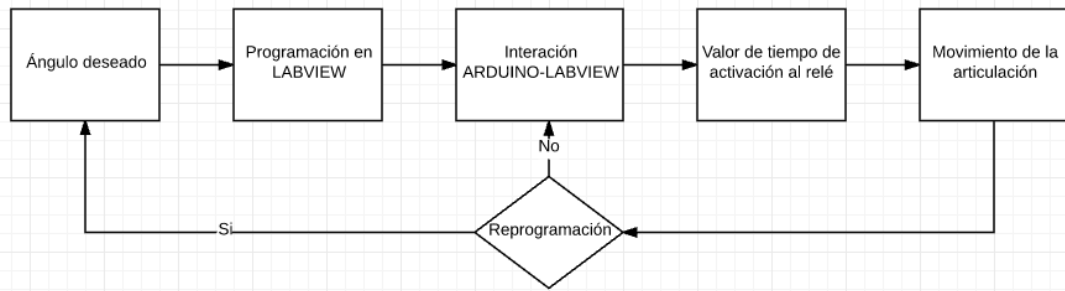




**Figura 51.** Interacción Humano-máquina de un exoesqueleto avanzado (Chen, 2016)

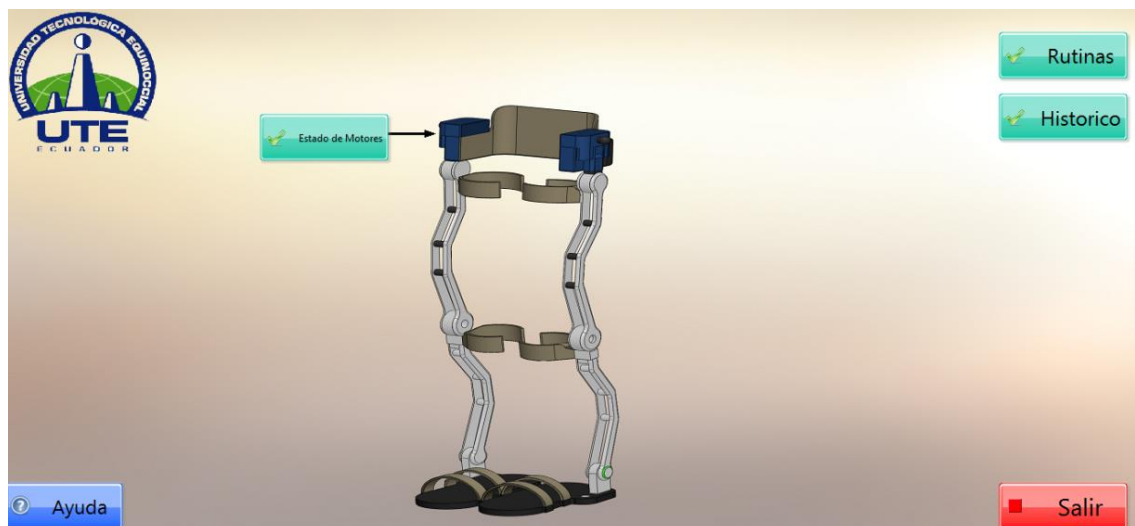
Para asistir personas con lesiones leves la mejor estrategia es instalar un sistema de seguimiento de objetivos, esto quiere decir que se integran circuitos con metas establecidas las cuales el exoesqueleto debe encontrar y perseguir. En este tipo de prototipos el sistema debe corregir la desviación del sujeto de acuerdo a su inclinación y conducirlo al objetivo planteado. Este sistema de ayuda-guía también permite trabajos difíciles en condiciones ambientales donde existe visibilidad escasa, aplicaciones de aumento de fuerza y militares. Este tipo de control requiere más elementos y variables a considerar como sensores de movimiento, acelerómetros, controles híbridos, etc. (Chen, 2016).

El diagrama de la figura 52 demuestra el uso de un control en lazo abierto ya que el prototipo no cuenta con una realimentación específica, para detallar este control sencillo se puede observar el Anexo 4.



**Figura 52.** Diagrama de flujo del sistema implementado

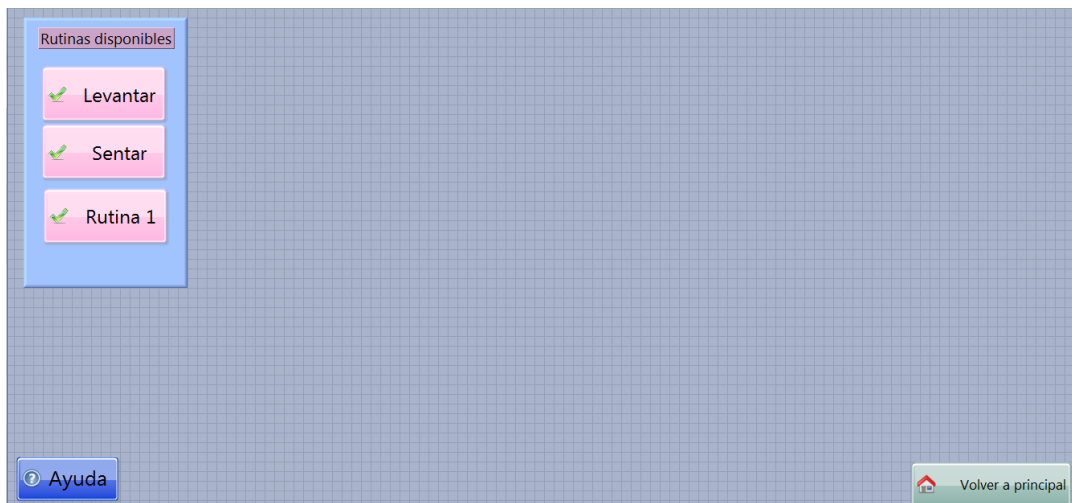
Para el prototipo desarrollado en este trabajo de titulación se emplea un control basado en el tiempo de trabajo requerido por el paciente, dichos valores son ingresados por el terapeuta y puestos a prueba en la rehabilitación. La placa de control ARDUINO UNO R3 interactúa con los actuadores mediante relés de acuerdo a la rutina establecida y durante el tiempo necesario para llegar al ángulo requerido. Dependiendo del tiempo de circulación de corriente a través del circuito, el pistón extenderá su cuerpo hasta llegar a la carrera deseada. Para monitorear estas acciones e ingresar los valores deseados el programa de control se desarrolla en LABVIEW, donde interactuaremos con el prototipo usando una computadora y un HMI (interfaz humano-máquina). La pantalla principal permite al usuario observar el prototipo desarrollado y las diferentes opciones de trabajo.



**Figura 53.** Pantalla principal HMI

Las rutinas establecidas para el paciente se basan en sus características físicas, como peso y altura, estas variables son requeridas por el programa antes de empezar la rutina de trabajo. Estos valores son adaptados previos al inicio del programa, por lo que es necesario un trabajo e conjunto para el correcto desarrollo del sistema.

La pantalla de rutinas permite al usuario seleccionar entre tres diferentes patrones de trabajo, ya sea una caminata leve, media o intensa dependiendo del grado de dificultad necesario para la sesión de rehabilitación. En caso de requerir diferentes acciones a las establecidas es posible acceder a un control manual de cada uno de los actuadores.



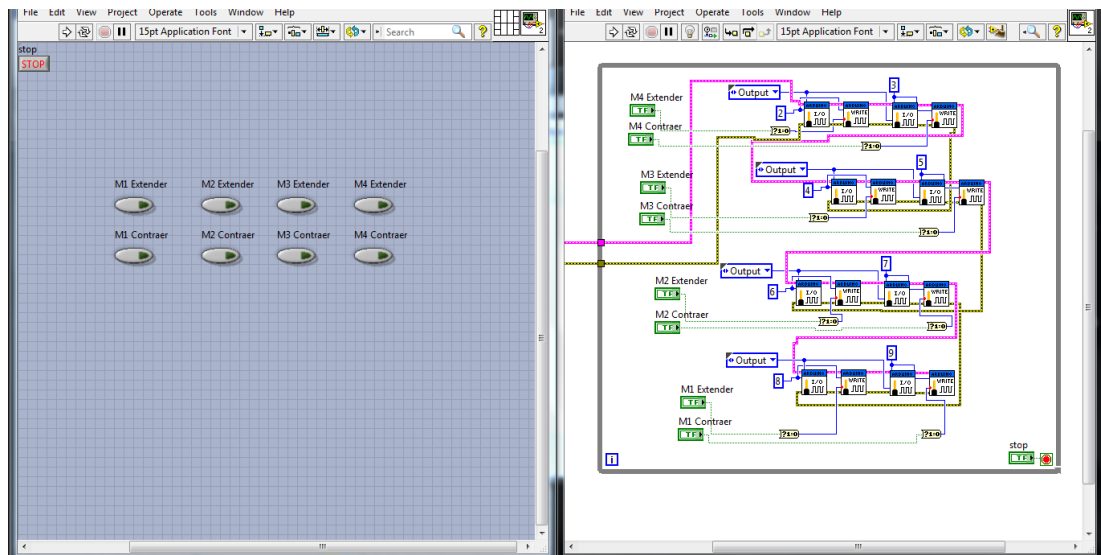
**Figura 54.** Pantalla de rutinas establecidas

En cada una de las pantallas disponibles contamos con una ayuda, la cual al ser seleccionada despliega un cuadro que permite al usuario entender que hace cada uno de los botones disponibles.

#### **4.6.1.PROGRAMACIÓN**

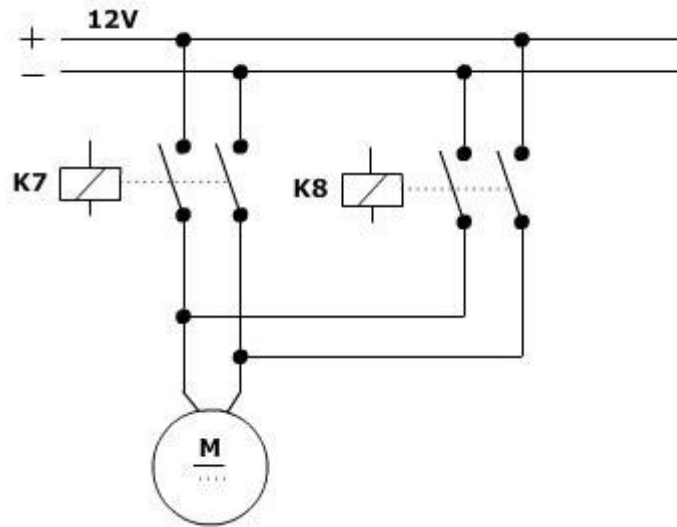
LABVIEW integra un sistema de programación basado en código G, esto significa que es posible programar de manera gráfica. La placa de control es un ARDUINO UNO R3, el cual cumple con las necesidades del proyecto, este dispositivo controlará 4 actuadores lineales de alto torque para realizar el proceso de movimiento. Ya que es necesario realizar extensión y

contracción del miembro intervenido, es necesario invertir la polaridad del motor para permitir los movimientos necesarios. Para lograr que el dispositivo funcione en cualquier computadora sin necesidad de que el programa LABVIEW esté instalado, creamos un ejecutable (.exe) que permite llevarlo a cualquier lugar.



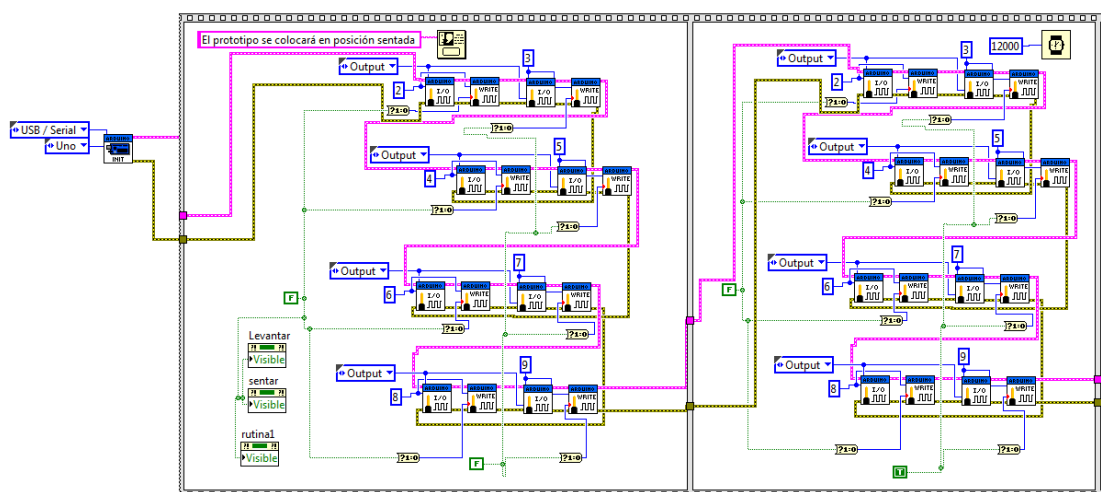
**Figura 55.** Programación del sistema de control en modo manual.

El programa desarrollado controla relés a 5 voltios que realizan el cambio de polaridad de los motores, esta estrategia de control se basa en un control ON/OFF el cual basa sus acciones en un tiempo de trabajo; para detener un actuador en la posición deseada se pasa a los dos polos del motor a tierra. Los valores de tiempo para activar, invertir y detener el motor son determinados de acuerdo al paciente, realizando pruebas preliminares en cada usuario, creando plantillas en hojas de cálculo de los requerimientos de cada usuario. El programa permite establecer rutinas de cada uno para evitar detener del programa y reiniciarlo. Para el uso del modo manual de la figura 55, el usuario debe seleccionar el motor y la acción a realizarse, esto permite a la placa de ARDUINO controlar la placa de relés de acuerdo a las acciones requeridas.



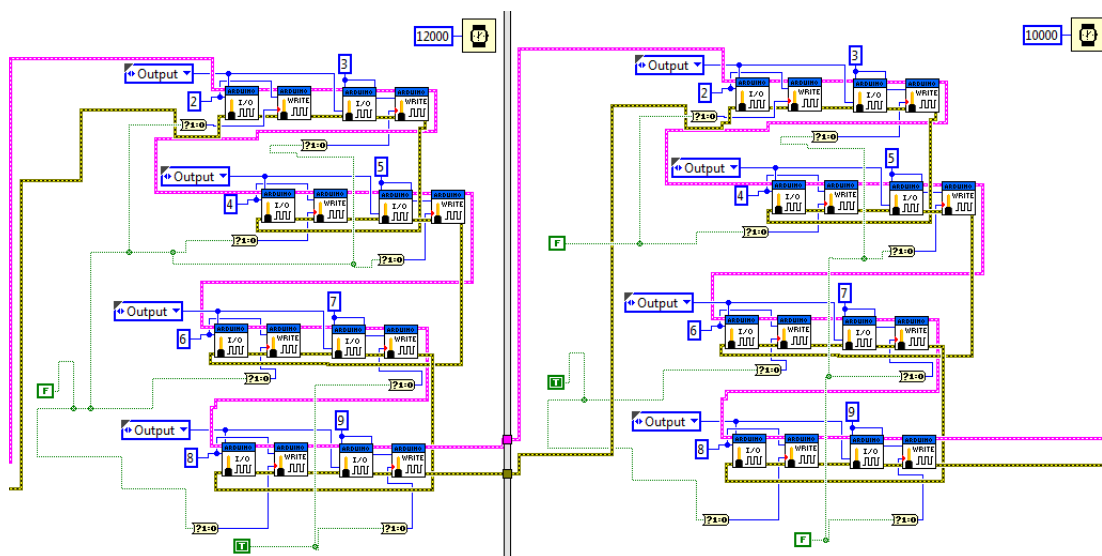
**Figura 56.** Diagrama unifilar de inversión de giro de motor usando relés

Utilizando las librerías de software para ARDUINO en LABVIEW la programación se reduce a realizar activación de compuertas de acuerdo a la lógica establecida en conjunto con el rehabilitador. El programa consta de bloques que designan las compuertas lógicas como salidas digitales; estas a su vez interactúan con la placa de relés para los motores. Cada rutina contará con un sistema basado en tiempos de trabajo y acciones perfectamente definidas para evitar accidentes, al iniciar el programa LABVIEW colocará al prototipo en posición sentada para encerrar todos los motores en contracción.



**Figura 57.** Rutina de sentado del prototipo.

En la figura 57, se observa la designación de cada salida digital de la placa ARDUINO, donde se determina su estado lógico mediante programación por tramas dentro de un bloque de control DO-WHILE. El programa inicia indicando el tipo de placa, la conexión y designando las compuertas de la placa en salidas digitales, para este caso se usaron 8 salidas, designadas desde Digital 2 hasta 9, cada motor necesita dos relés para realizar su trabajo por lo que se asignan dos compuertas digitales a cada motor. Para realizar las rutinas de trabajo se designan tiempos de control de acuerdo a las pruebas realizadas previamente, en promedio se requiere de 10 segundos para sentarse y levantarse, y para el caminado cada juego de actuadores trabaja 22 segundos. Al momento de realizar la acción de caminado el usuario debe sostenerse en las barras de rehabilitación para que pueda empezar sus actividades, en este instante el control inicia una rutina de trabajo que basa sus acciones en contraer dos actuadores y volverlos a extender, esto en cada pierna.



**Figura 58.** Tiempos de trabajo para realizar el caminado

Como lo muestra la figura 58, el programa se reduce a establecer cada compuerta lógica a utilizarse como salida digital para activación de los relés durante un tiempo establecido según lo requiera el paciente.

## **5. ANÁLISIS DE RESULTADOS**

De las pruebas realizadas en primera instancia se determina que la posición de los actuadores no eran las óptimas por lo cual se realiza la corrección tomando medidas con calibrador y graduador. En principio el prototipo presenta un funcionamiento normal pero es corregido para iniciar un proceso óptimo de trabajo mediante la colocación correcta de las placas que sostienen los actuadores y corrigiendo la programación del dispositivo.

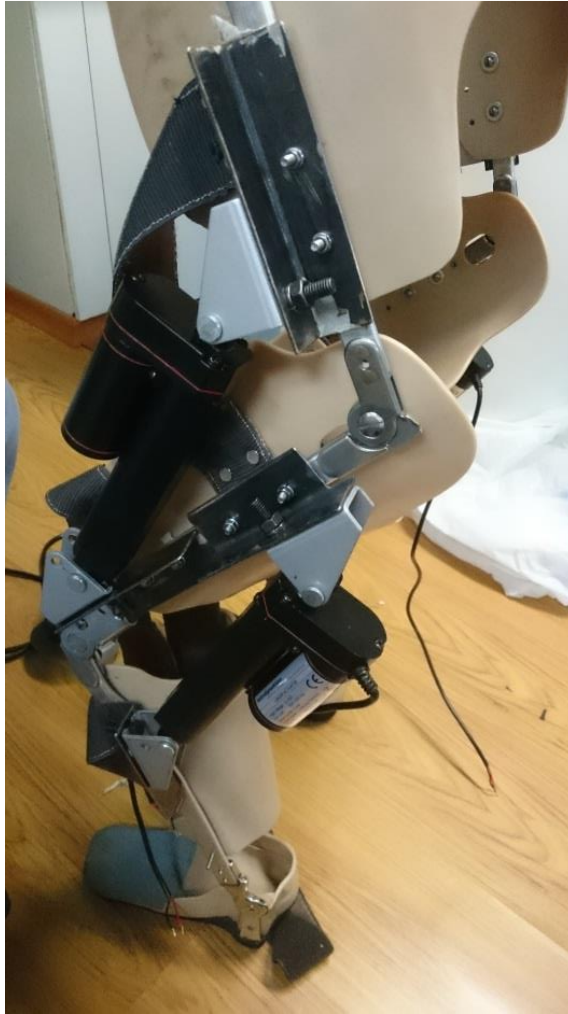


**Figura 59.** Platinas de sujeción de los actuadores

Debido al error de instalación, se corrige la posición en la misma platina para realizar una instalación inmediata de los actuadores eléctricos, esto evita sacar la platina o instalar una nueva. En primera instancia el error ocurre por la falta de equipos especializados para realizar este tipo de trabajos como tornos o CNC, por lo cual las correcciones son inevitables.

Los actuadores son colocados de acuerdo a los cálculos presentados en el capítulo anterior, midiendo la distancia de posición respecto a las articulaciones ya presentes en la estructura. Es importante mencionar que en primera instancia se colocaron los motores de cada pierna apuntando al suelo pero se observó la dificultad de movimiento por lo cual han sido colocados en la disposición que se muestra en la Figura 52.





**Figura 60.** Disposición de los actuadores

Luego de terminar la instalación se comprobó que el gabinete de control se encuentre dentro de los rangos de voltaje y corriente necesarios para cumplir con los requerimientos de potencia de los elementos para lo cual se probó un actuador en operación, con una pinza FLUKE 376 para corriente y voltaje. Este elemento comprueba que el motor trabaja a 0,3 amperios sin carga lo cual es comparable con la gráfica de operación provista por el fabricante de estos dispositivos. En la tabla 10 se muestran los datos obtenidos de corriente al trabajar sin peso.

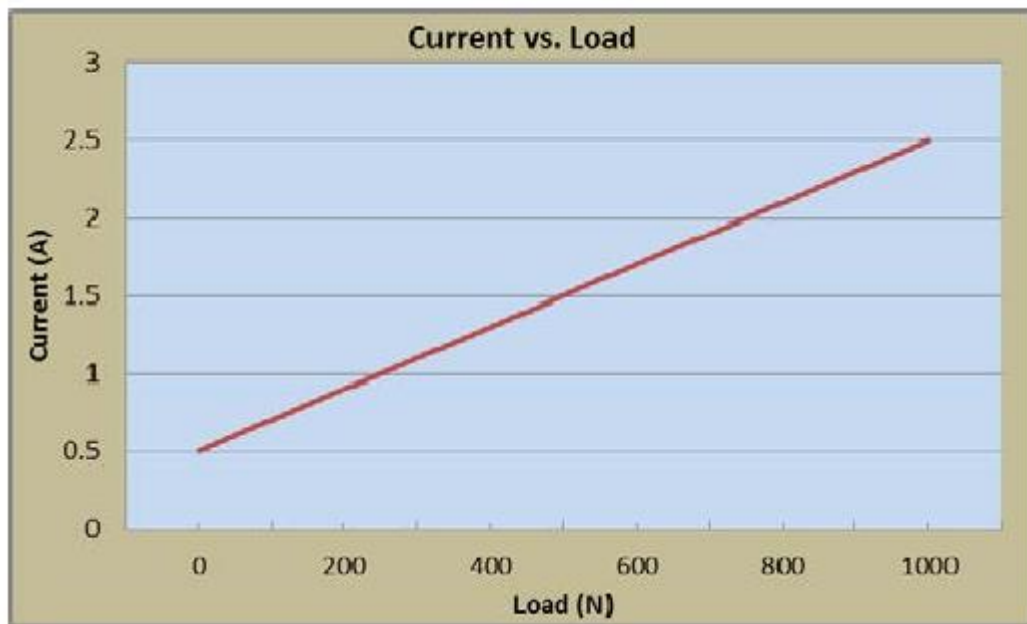


**Figura 61.** Medición de corriente en los actuadores

**Tabla 15.** Mediciones de corriente sin el paciente

Medición	Valor (Amperios)	Peso actuador-estructura (kg)
1	0,3	1.5
2	0,2	1.5
3	0,3	1.5

Estos valores los comparamos con la gráfica provista por el fabricante, analizando carga vs corriente:



**Figura 62.** Gráfica de relación entre carga y corriente

(WindyNation, 2015)

Observamos que los valores obtenidos se encuentran dentro del rango esperado ya que cuando la carga sea aplicada el actuador necesitará más corriente para suplir su necesidad de impulso. El paciente recibirá ayuda de su terapeuta entonces la carga aplicada será variante en el tiempo cambiando la gráfica de acuerdo a esta variable.

Cada actuador supone un levantamiento de hasta 900 N, pero este valor es instantáneo por lo que su eficiencia se refleja en su ciclo de trabajo del 25%. Este valor significa que podrá trabajar a su máxima capacidad durante periodos muy cortos de tiempo lo que impide realizar rutinas extensas.

## **DIAGNÓSTICO**

Al finalizar las pruebas de trabajo de la estructura comprobamos sus ventajas y desventajas de acuerdo a las necesidades del paciente. Para realizar actividades de prueba de postura y caminado sencillas el prototipo funciona a la perfección, ya que si fuera necesario implementar un sistema más exacto y disponible para trabajos exhaustivos sería necesario cambiar toda la estructura del prototipo y los actuadores del mismo. Para casos de estudio y pruebas iniciales de tratamientos de rehabilitación el sistema presenta grandes cualidades, las cuales se traducen en su facilidad de operación y rápida respuesta en casos de emergencia.

## **6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

## CONCLUSIONES

- El aumento de personas con discapacidad de miembros inferiores va en aumento debido al crecimiento poblacional en el mundo. Analizando estas cifras que en Ecuador es del 13%, sin duda alguna el uso de exoesqueletos para rehabilitación será primordial por lo cual es necesario desarrollar estos prototipos de manera local y a costos accesibles.
- Durante la rehabilitación de personas parapléjicas o con daños totales o parciales en sus miembros inferiores; el restablecimiento de la acción de caminar, aunque sea de forma parcial y con la ayuda de un exoesqueleto; aparte de mejorar la condición física del paciente, incrementa su autoestima, salud emocional y optimismo en los resultados de la rehabilitación.
- Se modificó y adaptó un exoesqueleto destinado originalmente a mantener de pie a una persona parapléjica, de modo que el paciente pueda caminar con la asistencia de barras paralelas de rehabilitación o la ayuda de otra persona, ahora es posible asistirlo de manera automatizada aumentando su habilidad de recuperación, así como realizar una gran variedad de movimientos de los miembros inferiores durante su rehabilitación.
- Los actuadores lineales eléctricos son una muy buena alternativa para dar movilidad a exoesqueletos de rehabilitación de miembros inferiores. Son fáciles de instalar, permiten un movimiento lento y controlado de las extremidades, pudiéndose variar fácilmente la amplitud del movimiento de los miembros de acuerdo al grado de parálisis del paciente.
- La amplitud del movimiento de cada segmento de los miembros inferiores se controló manteniendo encendido o apagado cada actuador durante un tiempo específico y en secuencias determinadas. Esta forma de control se basa en que los actuadores lineales

eléctricos tienen una velocidad promedio relativamente constante cuando son sometidos a fuerzas de carga.

- El sistema de control se basa en una lógica booleana la cual activa relés para extender y contraer el actuador, este sistema ha probado realizar su trabajo correctamente gracias a la velocidad de reacción de los motores. Cada motor presenta fines de carrera internos que trabajan en armonía con el sistema de control implementado.
- LABVIEW permite trabajar casi en tiempo real con la placa de control ARDUINO UNO R3; la limitación de este tiempo de trabajo radica en la velocidad del reloj interno de la placa. De las pruebas realizadas se determina el tiempo mínimo en 7 mili segundos para tener una comunicación óptima y evitar perder los datos de conexión.
- En primera instancia se pensó realizar la adecuación del gabinete de control a la estructura para evitar tener dos dispositivos separados pero debido al aumento de peso en el paciente se descartó la idea de realizar esta adecuación.
- El gabinete de control cuenta con una única fuente de alimentación de PC de 700 watts, la cual está sobredimensionada en un 60% para los actuadores, ya que cada motor en carga máxima consume 2.5 amperios y la fuente puede entregar hasta 59 amperios a 12 voltios.
- El cableado del sistema se ha realizado utilizando cable calibre 18 para alimentación de sensores y 16 para transmisión de señal con la finalidad de salvaguardar los actuadores y su cable de potencia.
- El sistema HMI permite controlar el sistema de manera intuitiva así como incorpora una interfaz interactiva para el usuario evitando la necesidad de que el desarrollador se encuentre presente para su operación.

## **RECOMENDACIONES.**

- Para mejorar el funcionamiento del equipo de rehabilitación, se recomienda no modificar un equipo existente, más bien sustituir

directamente el aparato destinado al soporte y movilidad de los miembros inferiores de un paciente parapléjico o con otros grados de parálisis en estos.

- Para iniciar el programa se recomienda activar el paro de emergencia, el cual cortará la alimentación de 12 voltios a los actuadores. Esto permite encerrar los relés para su uso inicial.
- Antes de iniciar el trabajo de rehabilitación es recomendable verificar el estado de conexión de la placa ARDUINO UNO R3. Esta comprobación la realiza LABVIEW al momento de iniciar cualquier actividad; en caso de ser desfavorable el sistema no iniciará ninguna actividad.
- Es importante colocar el gabinete de control en un área seca y libre de humedad para evitar daños por cortocircuito. Debido a que el prototipo será transportado de un lugar a otro es indispensable verificar la zona de albergue del sistema.
- Las caídas de tensión en conexiones locales suelen ser comunes, normalmente de 120V a 110 V, por lo que es recomendable conectar el sistema a una toma corriente independiente y evitar el uso de cortapicos para evitar sobrecargas al sistema.
- La estructura se encuentra cableada directamente a los actuadores. Antes de iniciar cualquier actividad verifique que la manguera que protege al cableado se encuentre fuera de cualquier riesgo y que no exista peligro alguno de corte o daño hacia el cableado.
- Antes de iniciar cualquier rutina de rehabilitación compruebe que el paciente no presente ningún tipo de incomodidad o falta de ergonomía, ya que estas anomalías podrían interferir en el desarrollo normal de la rutina establecida.
- Se recomienda controlar el grado de extensión de los actuadores lineales por medio de sensores de distancia, de esta manera se elimina cualquier error producido por la variación de velocidad de los actuadores cuando son sometidos a fuerzas variables.



## BIBLIOGRAFÍA

- Adam B. Zoss, H. K., Member, IEEE, and Andrew Chu. (2006). <Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX).pdf>.
- Afshar, P. N., & Ren, L. (2012). Dynamic Stability of Passive Bipedal Walking on Rough Terrain: A Preliminary Simulation Study. *Journal of Bionic Engineering*, 9(4), 423-433. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S1672-6529\(11\)60139-X](http://dx.doi.org/10.1016/S1672-6529(11)60139-X)
- Alciatore, D. G., Hestand, M. B., Cedeño, S. C., & Olguín, V. C. (2008). *Introducción a la mecatrónica y los sistemas de medición*: McGraw-Hill/Interamericana.
- Azevedo, C., Andreff, N., & Arias, S. (2004). BIPedal walking: from gait design to experimental analysis. *Mechatronics*, 14(6), 639-665. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mechatronics.2003.12.001>
- Battezzato, A. (2014). Towards an underactuated finger exoskeleton: An optimization process of a two-phalange device based on kinetostatic analysis. *Mechanism and Machine Theory*, 78, 116-130. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2014.03.007>
- Bishop, R. H. (2002). *The Mechatronics Handbook, -2 Volume Set*: CRC Press.
- Beck, R. (1924). *Duralumin, its properties and uses*.
- Bolton, W., & Ramírez, F. J. R. (2006). *Mecatrónica: sistemas de control electrónico en la ingeniería mecánica y eléctrica (Vol. 3)*: Alfaomega.
- Bosch, T., van Eck, J., Knitel, K., & de Looze, M. (2016). The effects of a passive exoskeleton on muscle activity, discomfort and endurance time in forward bending work. *Appl Ergon*, 54, 212-217. doi: [10.1016/j.apergo.2015.12.003](http://dx.doi.org/10.1016/j.apergo.2015.12.003)
- Braga, N. (2005). *Mechatronics for the evil genius*: McGraw-Hill, Inc.

Cao, H., Ling, Z., Zhu, J., Wang, Y., & Wang, W. (2009, 19-23 Dec. 2009). Design frame of a leg exoskeleton for load-carrying augmentation. Paper presented at the Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2009 IEEE International Conference on.

Cao, J., Xie, S. Q., Das, R., & Zhu, G. L. (2014). Control strategies for effective robot assisted gait rehabilitation: The state of art and future prospects. *Medical Engineering & Physics*, 36(12), 1555-1566. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.08.005>

Carbonari, L. (2015). Simplified approach for dynamics estimation of a minor mobility parallel robot. *Mechatronics*, 30, 76-84. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mechatronics.2015.06.005>

Chen, B., Ma, H., Qin, L.-Y., Gao, F., Chan, K.-M., Law, S.-W., Liao, W.-H. (2016). Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons. *Journal of Orthopaedic Translation*, 5, 26-37. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jot.2015.09.007>

Chen, S., Yao, B., Zhu, X., Chen, Z., Wang, Q., Zhu, S., & Song, Y. (2015). Adaptive Robust Backstepping Force Control of 1-DOF Joint Exoskeleton for Human Performance Augmentation\*. *IFAC-PapersOnLine*, 48(19), 142-147. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ifacol.2015.12.024>

Deng, K., Zhao, M., & Xu, W. (2015). Level-ground walking for a bipedal robot with a torso via hip series elastic actuators and its gait bifurcation control. *Robotics and Autonomous Systems*. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2016.01.013>

Elliott, C., Vijayakumar, V., Zink, W., & Hansen, R. (2007). National instruments LabVIEW: a programming environment for laboratory automation and measurement. *Journal of the Association for Laboratory Automation*, 12(1), 17-24.

Font-Llagunes, J. M., & Kövecses, J. (2009). Dynamics and energetics of a class of bipedal walking systems. *Mechanism and Machine Theory*, 44(11), 1999-2019. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2009.05.003>

Gage, J. R., Deluca, P. A., & Renshaw, T. S. (1995). Gait analysis: principles and applications. *J Bone Joint Surg Am*, 77(10), 1607-1623.

Gilhooly, R. (2012). Wearable muscle suit makes heavy lifting a cinch. *New Scientist*, 214(2861), 19-20. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0262-4079\(12\)61003-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0262-4079(12)61003-3)

Goetz, L., Piallat, B., Thibaudier, Y., Montigon, O., David, O., & Chabardès, S. (2012). A non-human primate model of bipedal locomotion under restrained condition allowing gait studies and single unit brain recordings. *Journal of Neuroscience Methods*, 204(2), 306-317. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jneumeth.2011.11.025>

Gopura, R. A. R. C., Bandara, D. S. V., Kiguchi, K., & Mann, G. K. I. (2016). Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots: A review. *Robotics and Autonomous Systems*, 75, 203-220. doi: [10.1016/j.robot.2015.10.001](http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2015.10.001)

Graduate School of Systems and Information Engineering, U. o. T., Tsukuba, Japan. (2006). <Leading Edge of Cybernetics: Robot Suit HAL.pdf>. SICE-ICASE International Joint Conference.

Grizzle, J. W., Chevallereau, C., Sinnet, R. W., & Ames, A. D. (2014). Models, feedback control, and open problems of 3D bipedal robotic walking. *Automatica*, 50(8), 1955-1988. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.automatica.2014.04.021>

Hamed, K. A., & Grizzle, J. W. (2015). Iterative Robust Stabilization Algorithm for Periodic Orbits of Hybrid Dynamical Systems: Application to Bipedal Running\*. *IFAC-PapersOnLine*, 48(27), 161-168. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ifacol.2015.11.169>

Huang, P., Hu, Z., & Meng, Z. (2015). Coupling dynamics modelling and optimal coordinated control of tethered space robot. *Aerospace Science and Technology*, 41, 36-46. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ast.2014.12.006>

Hussein, Z. A., Abd-Elwahab, M. S., & El-Shennawy, S. A. W. (2014). Effect of arm cycling on gait of children with hemiplegic cerebral palsy.

Egyptian Journal of Medical Human Genetics, 15(3), 273-279. doi:  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmhg.2014.02.008>

Jarrod-Gaudes, R., Rodríguez-Pérez, A., Hidalgo-Mendía, B., Bouzas-Pérez, D., Ruiz-Alejos Garrido, S., & Muro-Martínez De Quel, J. (2008). KAFO en fibra de vidrio en paciente con hemiparesia y hemiagnosia posictus cerebral. *Rehabilitación*, 42(3), 153-157. doi:  
[http://dx.doi.org/10.1016/S0048-7120\(08\)74577-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0048-7120(08)74577-8)

Jung, C. K., & Park, S. (2014). Compliant bipedal model with the center of pressure excursion associated with oscillatory behavior of the center of mass reproduces the human gait dynamics. *Journal of biomechanics*, 47(1), 223-229. doi:  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.09.012>

Karavas, N., Ajoudani, A., Tsagarakis, N., Saglia, J., Bicchi, A., & Caldwell, D. (2015). Tele-impedance based assistive control for a compliant knee exoskeleton. *Robotics and Autonomous Systems*, 73, 78-90. doi: 10.1016/j.robot.2014.09.027

Kazerooni, H., Racine, J.-L., Huang, L., & Steger, R. (2005). On the control of the berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). Paper presented at the Robotics and automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE international conference on.

Laughton, M. A., & Say, M. G. (2013). *Electrical engineer's reference book*: Elsevier.

Lee, H.-D., Lee, B.-K., Kim, W.-S., Han, J.-S., Shin, K.-S., & Han, C.-S. (2014). Human–robot cooperation control based on a dynamic model of an upper limb exoskeleton for human power amplification. *Mechatronics*, 24(2), 168-176. doi:  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.mechatronics.2014.01.007>

Lemaire, E. D., & Montgomery, W. (2014). Stumble recovery kinematics for KAFO users. *Gait & Posture*, 39, Supplement 1, S5. doi:  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.04.010>

Levangie, P. K., & Norkin, C. C. (2011). Joint structure and function: a comprehensive analysis. FA Davis.

Lee, K.-M., & Guo, J. (2010). Kinematic and dynamic analysis of an anatomically based knee joint. *Journal of biomechanics*, 43(7), 1231-1236.

Li, Q., & Yang, X.-S. (2012). New walking dynamics in the simplest passive bipedal walking model. *Applied Mathematical Modelling*, 36(11), 5262-5271. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apm.2011.12.049>

Li, Y., & Hashimoto, M. (2016). Design and prototyping of a novel lightweight walking assist wear using PVC gel soft actuators. *Sensors and Actuators A: Physical*, 239, 26-44. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.sna.2016.01.017>

Lihua Gui, Z. Y., Xiuxia Yang, Wenjin Gu, Yuanshan Zhang (2007). <Design and Control Technique Research of Exoskeleton Suit.pdf>. International Conference on Automation and Logistics.

Liu, J., & Urbann, O. (2016). Bipedal walking with dynamic balance that involves three-dimensional upper body motion. *Robotics and Autonomous Systems*, 77, 39-54. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2015.12.002>

Liu, X., Li, H., Wang, J., & Cai, G. (2015). Dynamics analysis of flexible space robot with joint friction. *Aerospace Science and Technology*, 47, 164-176. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ast.2015.09.030>

Low, K. H., Xiaopeng, L., Hao Yong, Y., & Kasim, H. S. (2004, 6-9 Dec. 2004). Development of a lower extremity exoskeleton - preliminary study for dynamic walking. Paper presented at the Control, Automation, Robotics and Vision Conference, 2004. ICARCV 2004 8th.

Madani, T., Daachi, B., & Djouani, K. (2015). Non-singular terminal sliding mode controller: Application to an actuated exoskeleton. *Mechatronics*. doi: 10.1016/j.mechatronics.2015.10.012

Madani, T., Daachi, B., & Djouani, K. (2016). Non-singular terminal sliding mode controller: Application to an actuated exoskeleton.

Mechatronics, 33, 136-145. doi:  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.mechatronics.2015.10.012>

Mahmoodi, P., Ransing, R. S., & Friswell, M. I. (2016). A novel mathematical formulation for predicting symmetric passive bipedal walking motion with unbalanced masses. *Applied Mathematical Modelling*, 40(5–6), 3895-3906. doi:  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.apm.2015.10.051>

Mason, M. T. (2001). *Mechanics of robotic manipulation*: MIT press.

Miao, Y., Gao, F., & Pan, D. (2014). State Classification and Motion Description for the Lower Extremity Exoskeleton SJTU-EX. *Journal of Bionic Engineering*, 11(2), 249-258. doi:  
[http://dx.doi.org/10.1016/S1672-6529\(14\)60034-2](http://dx.doi.org/10.1016/S1672-6529(14)60034-2)

Miao, Y., Gao, F., & Pan, D. (2015). Compound Pendulum Modeling and Resonant Frequency Analysis of the Lower Limbs for the Wearer and Exoskeleton. *Journal of Bionic Engineering*, 12(3), 372-381. doi:  
[10.1016/s1672-6529\(14\)60129-3](http://dx.doi.org/10.1016/s1672-6529(14)60129-3)

Miao, Y., Gao, F., & Pan, D. (2015). Compound Pendulum Modeling and Resonant Frequency Analysis of the Lower Limbs for the Wearer and Exoskeleton. *Journal of Bionic Engineering*, 12(3), 372-381. doi:  
[http://dx.doi.org/10.1016/S1672-6529\(14\)60129-3](http://dx.doi.org/10.1016/S1672-6529(14)60129-3)

Nagarajan, U., Aguirre-Ollinger, G., & Goswami, A. (2016). Integral admittance shaping: A unified framework for active exoskeleton control. *Robotics and Autonomous Systems*, 75, Part B, 310-324. doi:  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2015.09.015>

Nandi, G. C., Ijspeert, A. J., Chakraborty, P., & Nandi, A. (2009). Development of Adaptive Modular Active Leg (AMAL) using bipedal robotics technology. *Robotics and Autonomous Systems*, 57(6–7), 603-616. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2009.02.002>

Nation, W. (2016). Linear actuator. from <http://www.windynation.com/>

OGA, C. O. (2006). Observational gait analysis. *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*, 267

- Oh, S., Baek, E., Song, S.-k., Mohammed, S., Jeon, D., & Kong, K. (2015). A generalized control framework of assistive controllers and its application to lower limb exoskeletons. *Robotics and Autonomous Systems*, 73, 68-77. doi: 10.1016/j.robot.2014.10.001
- Pan, D., Gao, F., Miao, Y., & Cao, R. (2015). Co-simulation research of a novel exoskeleton-human robot system on humanoid gaits with fuzzy-PID/PID algorithms. *Advances in Engineering Software*, 79, 36-46. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.advengsoft.2014.09.005>
- Pardo, A. C., Do, T., Ryder, T., Schaeffer, C., McMahon, M., & Wong, B. (2010). P4.14 Combination of steroids and ischial weight-bearing KAFOs in DMD prolongs ambulation past 20 years of age — A case report. *Neuromuscular Disorders*, 20(9–10), 662. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.nmd.2010.07.210>
- Pazzaglia, M., & Molinari, M. (2015). The embodiment of assistive devices-from wheelchair to exoskeleton. *Phys Life Rev.* doi: 10.1016/j.plrev.2015.11.006
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (1992). Gait analysis: normal and pathological function.
- Perry, J. C., Rosen, J., & Burns, S. (2007). Upper-limb powered exoskeleton design. *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, 12(4), 408.
- Rajesh, S. M. (2013). Design of Human Exo-skeleton Suit for Rehabilitation of Hemiplegic People. *Procedia Engineering*, 51, 544-553. doi: 10.1016/j.proeng.2013.01.077
- Rodriguez, C. A., Lugo, E., Ponce, P., & Molina, A. (2015). Towards a Reconfigurable Inferior Limbs Exoskeleton for Assistive, Rehabilitation, and Empowering Application. *IFAC-PapersOnLine*, 48(3), 1496-1501. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ifacol.2015.06.298>
- Rushdi, K., Koop, D., & Wu, C. Q. (2014). Experimental studies on passive dynamic bipedal walking. *Robotics and Autonomous Systems*, 62(4), 446-455. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2013.12.002>

- Safa, A. T., Mohammadi, S., Hajmiri, S. E., Naraghi, M., & Alasty, A. (2016). How local slopes stabilize passive bipedal locomotion? *Mechanism and Machine Theory*, 100, 63-82. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2016.01.013>
- Shetty, D., & Kolk, R. (2010). *Mechatronics System Design, SI Version*: Cengage Learning.
- Siciliano, B., & Khatib, O. (Eds.). (2008). *Springer handbook of robotics*. Springer Science & Business Media.
- Siswoyo Jo, H., & Mir-Nasiri, N. (2013). Dynamic modelling and walk simulation for a new four-degree-of-freedom parallelogram bipedal robot with sideways stability control. *Mathematical and Computer Modelling*, 57(1–2), 254-269. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mcm.2011.06.046>
- SMITH, C. A. C., & ARMANDO, B. (1999). *CONTROL AUTOMATICO DE PROCESOS: TEORIA Y PRACTICA./CARLOS A. SMITH Y ARMANDO B. CORRIPIO*.
- Solé, A. C. (2012). *Instrumentación industrial*: Marcombo.
- Sun, S., Huang, Y., & Wang, Q. (2016). Adding adaptable toe stiffness affects energetic efficiency and dynamic behaviors of bipedal walking. *Journal of Theoretical Biology*, 388, 108-118. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jtbi.2015.10.002>
- Sun, Z., Li, H., Wang, J., & Tian, Y. (2015). A Gait Optimization Smoothing Penalty Function Method for Bipedal Robot via DMOC\*. *IFAC-PapersOnLine*, 48(28), 1148-1153. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ifacol.2015.12.286>
- Sylla, N., Bonnet, V., Colledani, F., & Fraise, P. (2014). Ergonomic contribution of ABLE exoskeleton in automotive industry. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 44(4), 475-481. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ergon.2014.03.008>
- Travis, J., & Kring, J. (2006). *LabVIEW for Everyone: Graphical Programming Made Easy and Fun (National Instruments Virtual Instrumentation Series)*: Prentice Hall PTR.



van der Vorm, J., Nugent, R., & O'Sullivan, L. (2015). Safety and Risk Management in Designing for the Lifecycle of an Exoskeleton: A Novel Process Developed in the Robo-Mate Project. *Procedia Manufacturing*, 3, 1410-1417. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.promfg.2015.07.304>

Veale, A. J., & Xie, S. Q. (2016). Towards compliant and wearable robotic orthoses: A review of current and emerging actuator technologies. *Medical Engineering & Physics*. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.01.010>

Villa-Parra, A. C., Delisle-Rodríguez, D., López-Delís, A., Bastos-Filho, T., Sagaró, R., & Frizera-Neto, A. (2015). Towards a Robotic Knee Exoskeleton Control Based on Human Motion Intention through EEG and sEMG signals. *Procedia Manufacturing*, 3, 1379-1386. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.promfg.2015.07.296>

Viteckova, S., Kutilek, P., & Jirina, M. (2013). Wearable lower limb robotics: A review. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 33(2), 96-105. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.bbe.2013.03.005>

Wang, X., Li, X., Wang, J., Fang, X., & Zhu, X. (2016). Data-driven model-free adaptive sliding mode control for the multi degree-of-freedom robotic exoskeleton. *Information Sciences*, 327, 246-257. doi: [10.1016/j.ins.2015.08.025](http://dx.doi.org/10.1016/j.ins.2015.08.025)

Yan, T., Cempini, M., Oddo, C. M., & Vitiello, N. (2015). Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons. *Robotics and Autonomous Systems*, 64, 120-136. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2014.09.032>

Yang, J., Xie, H., & Shi, J. (2016). A novel motion-coupling design for a jointless tendon-driven finger exoskeleton for rehabilitation. *Mechanism and Machine Theory*, 99, 83-102. doi: [10.1016/j.mechmachtheory.2015.12.010](http://dx.doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2015.12.010)

Zhang, F., Hua, L., Fu, Y., Chen, H., & Wang, S. (2014). Design and development of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries. *Mechanism and Machine Theory*, 73, 103-116. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2013.10.015>

**ANEXOS**

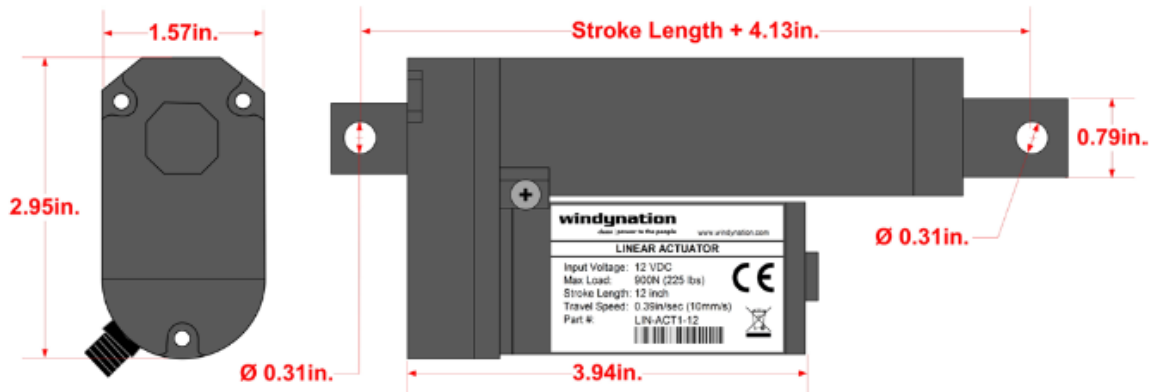
## ANEXO 1

Especificaciones técnicas de los actuadores.

# windynation

## LIN-ACT1-XX Linear Actuators

SPECIFICATION	LIN-ACT1-02	LIN-ACT1-04	LIN-ACT1-06	LIN-ACT1-08	LIN-ACT1-12	LIN-ACT1-16	LIN-ACT1-20	LIN-ACT1-30
Stroke Length	2" (51mm)	4" (102mm)	6" (152mm)	8" (203mm)	12" (305mm)	16" (406mm)	20" (508mm)	30" (762mm)
Rated Load	225 lbs (900N)							
Travel Speed (Max)	0.39 in/sec (10 mm/sec)							
Rated Voltage	12 VDC							
Current Draw (Max)	≤ 2.5 A							
Install Dimension (Min)	Stroke Length + 4.33" (110mm)							
Mounting Holes	0.31" (8mm)							
Limit Switches	Fixed Inner (not adjustable)							
Operating Temp	-14.8°F to +149°F (-26°C to +65°C)							
Protection Class	IP65							
Duty Cycle	25%							
Noise Level	≤ 50dB							



## ANEXO 2

### Parámetros geométricos del actuador lineal de la pierna durante el ciclo de marcha.

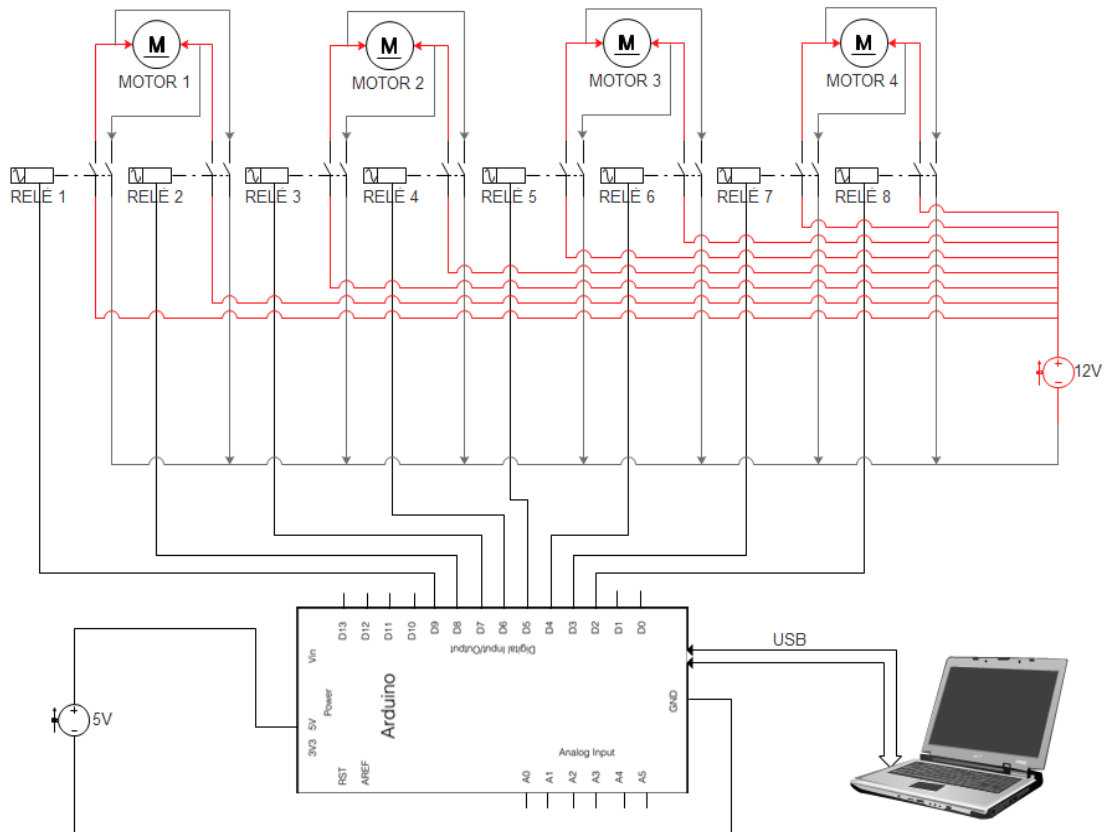
Fase	Pierna	$\theta_k$	$Y_2$	$\alpha_2$	$\delta_2$	c	d	e	f	g	HF	$p_2$
LR	Inicial	5	19,7	12,8	142,5	225,6	74,3	25	70	50	220	288,2
	Final	20	19,7	12,8	127,5	225,6	74,3	25	70	50	220	277,2
MST	Inicial	20	19,7	12,8	127,5	225,6	74,3	25	70	50	220	277,2
	Final	8	19,7	12,8	139,5	225,6	74,3	25	70	50	220	286,3
TST	Inicial	8	19,7	12,8	139,5	225,6	74,3	25	70	50	220	286,3
	Medio	5	19,7	12,8	142,5	225,6	74,3	25	70	50	220	288,2
	Final	12	19,7	12,8	135,5	225,6	74,3	25	70	50	220	283,5
PS	Inicial	12	19,7	12,8	135,5	225,6	74,3	25	70	50	220	283,5
	Final 1	40	19,7	12,8	107,5	225,6	74,3	25	70	50	220	257,9
	Final 2	45	19,7	12,8	102,5	225,6	74,3	25	70	50	220	252,4
ISW	Inicial 1	40	19,7	12,8	107,5	225,6	74,3	25	70	50	220	257,9
	Inicial 2	45	19,7	12,8	102,5	225,6	74,3	25	70	50	220	252,4
	Medio	60	19,7	12,8	87,5	225,6	74,3	25	70	50	220	234,5
	Final	55	19,7	12,8	92,5	225,6	74,3	25	70	50	220	240,7
MSW	Inicial	55	19,7	12,8	92,5	225,6	74,3	25	70	50	220	240,7
	final	20	19,7	12,8	127,5	225,6	74,3	25	70	50	220	277,2
TSW	Inicial	20	19,7	12,8	127,5	225,6	74,3	25	70	50	220	277,2
	Medio	0	19,7	12,8	147,5	225,6	74,3	25	70	50	220	291,1
	Final	5	19,7	12,8	142,5	225,6	74,3	25	70	50	220	288,2
<b>Sentado</b>		90	19,7	12,8	57,5	225,6	74,3	25	70	50	220	196,0
<b>De pie</b>		0	19,7	12,8	147,5	225,6	74,3	25	70	50	220	291,1

**Parámetros geométricos para un actuador lineal durante el ciclo de marcha.**

Fase	Muslo	$\theta_h$	$\alpha_1$	$Y_1$	$\delta_1$	a	b	i	h	j	IC	$p_1$
LR	Inicial	30	35,538	6,48307	107,979	221,42	86,0233	50	70	25	220	261,1
	Final 1	30	35,538	6,48307	107,979	221,42	86,0233	50	70	25	220	261,1
	Final 2	28	35,538	6,48307	110,479	221,42	86,0233	50	70	25	220	264,1
MST	Inicial 1	30	35,538	6,48307	107,979	221,42	86,0233	50	70	25	220	261,1
	Inicial 2	28	35,538	6,48307	110,479	221,42	86,0233	50	70	25	220	264,1
	Final	5	35,538	6,48307	132,979	221,42	86,0233	50	70	25	220	287,0
TST	Inicial	5	35,538	6,48307	132,979	221,42	86,0233	50	70	25	220	287,0
	Final	0	35,538	6,48307	137,979	221,42	86,0233	50	70	25	220	291,1
PS	Inicial	0	35,538	6,48307	137,979	221,42	86,0233	50	70	25	220	291,1
	Final	0	35,538	6,48307	137,979	221,42	86,0233	50	70	25	220	291,1
ISW	Inicial	0	35,538	6,48307	137,979	221,42	86,0233	50	70	25	220	291,1
	Final 1	23	35,538	6,48307	114,979	221,42	86,0233	50	70	25	220	269,3
	Final 2	25	35,538	6,48307	112,979	221,42	86,0233	50	70	25	220	267,0
MSW	Inicial 1	23	35,538	6,48307	114,979	221,42	86,0233	50	70	25	220	269,3
	Inicial 2	25	35,538	6,48307	112,979	221,42	86,0233	50	70	25	220	267,0
	Final	35	35,538	6,48307	102,979	221,42	86,0233	50	70	25	220	254,9
TSW	Inicial	35	35,538	6,48307	102,979	221,42	86,0233	50	70	25	220	254,9
	Final	30	35,538	6,48307	107,979	221,42	86,0233	50	70	25	220	261,1
<b>Sentado</b>		90	35,538	6,48307	47,9792	221,42	86,0233	50	70	25	220	175,9
<b>De pie</b>		0	35,538	6,48307	137,979	221,42	86,0233	50	70	25	220	291,1

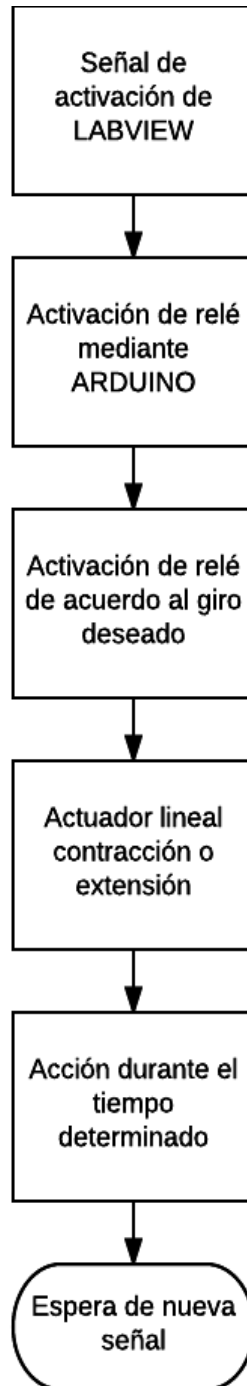
## ANEXO 3

### Diagrama Unifilar de conexión ARDUINO



## ANEXO 4

### Diagrama de flujo de funcionamiento de los actuadores lineales



## ANEXO 5

### Instructivo de arranque y funcionamiento del exoesqueleto

Para arrancar la máquina de manera correcta es necesario seguir los siguientes pasos:

1. Conectar el cable de poder a un toma corriente



2. Verificar que el indicador luminoso de color rojo se encuentre encendido.



3. Presione el botón de paro de emergencia firmemente para evitar cualquier activación innecesaria



4. Coloque la llave de encendido en la posición ON





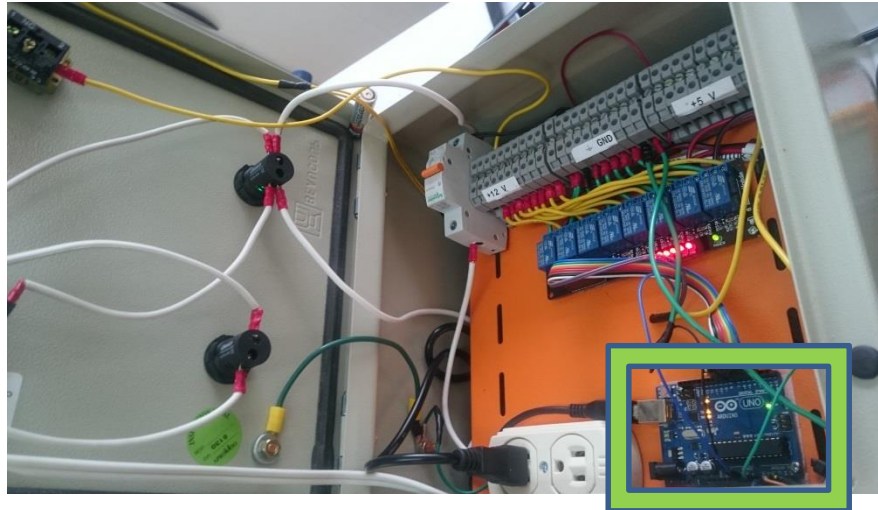
5. Verifique que el indicador luminoso rojo se apague y el verde se encienda



6. Conecte el cable USB de color negro que sale del gabinete a la computadora con el programa de activación de la estructura



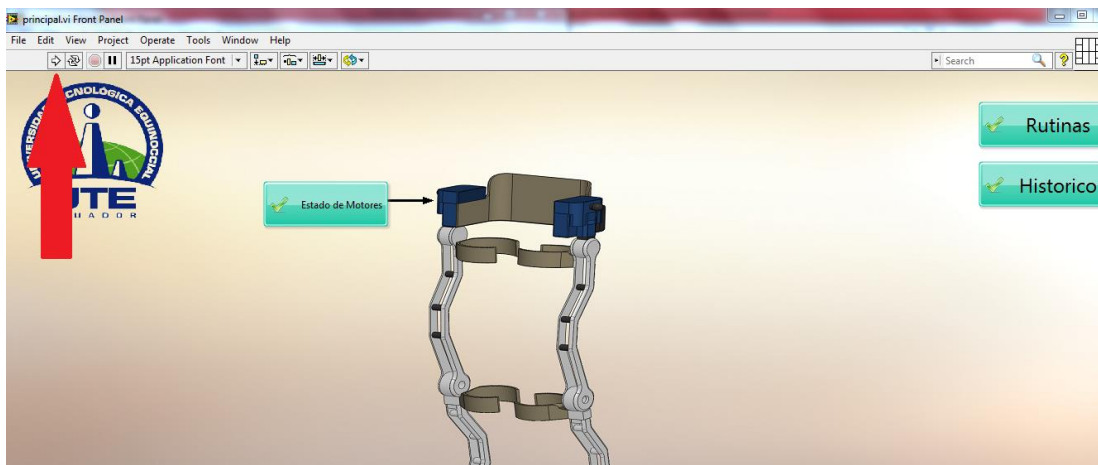
7. Abra el gabinete y compruebe que la palca de ARDUINO R3 se encuentre encendida



8. Inicie el programa de LABVIEW en la computadora seleccionando el que dice principal

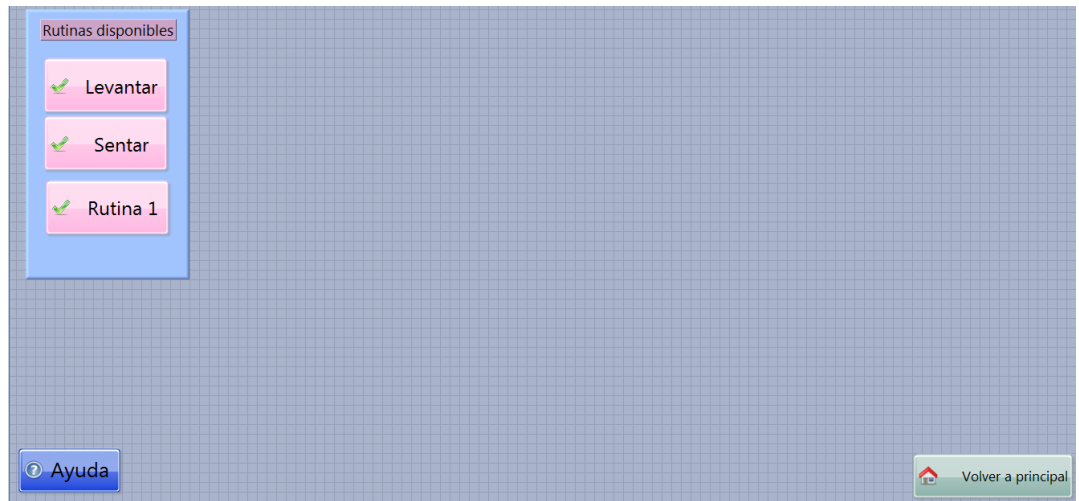
Diseños varios	12/04/2016 14:44	Carpeta de archivos	
MANUAL	12/05/2016 15:54	LabVIEW Instrume...	22 KB
pantalla_rutinas	14/05/2016 16:07	LabVIEW Instrume...	156 KB
principal	11/04/2016 10:37	LabVIEW Instrume...	1.637 KB
proyecto_exoesqueleto.aliases	06/06/2016 10:30	Archivo ALIASES	1 KB
proyecto_exoesqueleto.lvps	13/05/2016 8:54	Archivo LVLPS	1 KB
proyecto_exoesqueleto	13/05/2016 8:54	LabVIEW Project	3 KB

9. Haga click en la flecha como se muestra en la figura



10. El programa iniciará sin contratiempos, en caso de haber errores verifique los pasos anteriores. Luego de iniciado seleccione el botón

de rutinas localizado en la parte derecha, el cual desplegará la siguiente pantalla:



11. El programa está listo para iniciar rutinas de trabajo como levantarse, sentarse y caminar que es la Rutina 1. Seleccione la acción deseada y desactive el paro de emergencia para iniciar sus actividades de trabajo. El programa cuenta con 5 segundos de retraso para cada rutina con la finalidad de permitir al operador activar y desactivar el paro de emergencia.