



**UNIVERSIDAD UTE**

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

**CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO DE  
REHABILITACIÓN DE LAS EXTREMIDADES INFERIORES,  
PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD FÍSICA.**

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

**JUAN PABLO CUENCA FERNÁNDEZ**

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

**Quito, octubre 2018**

© Universidad UTE 2018.

Reservados todos los derechos de reproducción



# FORMULARIO DE REGISTRO BIBLIOGRÁFICO

## PROYECTO DE TITULACIÓN

DATOS DE CONTACTO	
CÉDULA DE IDENTIDAD:	1104797343
APELLIDO Y NOMBRES:	CUENCA FERNÁNDEZ JUAN PABLO
DIRECCIÓN:	BOURGEOIS Y AV. DE LA REPÚBLICA
EMAIL:	JUANPCF24@GMAIL.COM
TELÉFONO FIJO:	072573612
TELÉFONO MOVIL:	0980408271

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN DE LAS EXTREMIDADES INFERIORES, PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD FÍSICA.
AUTOR O AUTORES:	JUAN PABLO CUENCA FERNÁNDEZ
FECHA DE ENTREGA DEL PROYECTO DE TITULACIÓN:	3 de octubre de 2018
DIRECTOR DEL PROYECTO DE TITULACIÓN:	ING. FAUSTO FREIRE. PhD.
PROGRAMA	PREGRADO <input checked="" type="checkbox"/> POSGRADO <input type="checkbox"/>
TÍTULO POR EL QUE OPTA:	INGENIERO EN MECATRÓNICA
RESUMEN: Mínimo 250 palabras	<p>El presente trabajo de titulación se enfocó en el diseño de un dispositivo para ayudar en la rehabilitación de las extremidades inferiores en personas parapléjicas. En la actualidad existen cada día más personas con algún tipo de discapacidad, ya sea causada por una enfermedad o un accidente. Teniendo en cuenta lo anterior, el propósito fue realizar el diseño que permita ejecutar ejercicios pasivos en los miembros inferiores dentro de su rango articular, específicamente en la cadera y la rodilla. Para ello fue necesario la determinación de los movimientos a realizar con la ayuda de un médico especialista, luego se diseñaron los sistemas; mecánico y de control que permita ejecutarlos. Cumpliendo</p>



	<p>con el diseño se seleccionaron los actuadores y sensores, se implementó una interfaz para el manejo del dispositivo, compuesta por una pantalla táctil, donde se ingresan los datos del paciente. Los resultados indicaron que se lograron ejecutar dos rutinas de ejercicios, las cuales comprenden la flexión de la cadera y la flexo-extensión de la rodilla, y dentro de estos movimientos se hallan involucrados 14 músculos de las extremidades inferiores. Se obtuvo que cada rutina variaba en tiempo debido a las características de cada persona como lo son; peso y estatura. En conclusión, se ejecutaron cada una de las rutinas planteadas llegando a la altura deseada, por lo tanto, el uso continuo del dispositivo por parte de un paciente parapléjico, según la valoración previa de un médico especialista, podría a largo plazo evitar atrofas musculares y mejorar el tono muscular.</p>
<p><b>PALABRAS CLAVES:</b></p>	<p>Parapléjico, movilizaciones pasivas, actuadores, sensores, interfaz, cadera, rodilla</p>
<p><b>ABSTRACT:</b></p>	<p>The present work focused on the design of a device to help with the rehabilitation of the lower extremities in paraplegic people. Nowadays, there are more people with some type of disability, whether caused by an illness or an accident. Knowing this, the main purpose was to design a device to perform passive exercises on the lower limbs within their joint range; it included moves on the hip and the knees. For this, with the help of a specialist physician, it was necessary to set the movements to be performed, then the mechanical and the control system were designed to achieve this. Satisfying the design, the actuators and sensors were selected, a user interface was implemented for the operation of the device, it is composed of a touch screen, where the patient data is entered. The results indicated that the two exercise routines could be executed, which include hip flexion and flexion-extension of the knee. There are 14 muscles of the lower extremities involved on these movements. In the results, it was shown that the time of operation changed in each routine due to the weight and height of each person. In conclusion, each of the proposed routines was executed correctly; therefore, in a long term the continuous use of the device by a</p>



	paraplegic patient could prevent muscular atrophies and improve the muscular tone, according to the prior assessment of a specialist physician.
<b>KEYWORDS</b>	Paraplegic, passive exercises, actuators, sensors, interface, hip, knee.

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



---

CUENCA FERNÁNDEZ JUAN PABLO

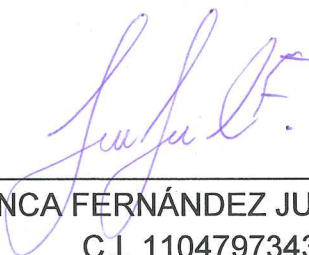
C.I. 1104797343

## DECLARACIÓN Y AUTORIZACIÓN

Yo, **CUENCA FERNÁNDEZ JUAN PABLO**, CI 1104797343 autor del proyecto titulado: **Diseño y construcción de un dispositivo de rehabilitación de las extremidades inferiores, para personas con discapacidad física** previo a la obtención del título de **INGENIERO EN MECATRÓNICA** en la Universidad UTE.

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 UTE 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.

Quito, 3 de octubre de 2018



---

CUENCA FERNÁNDEZ JUAN PABLO  
C.I. 1104797343

## DECLARACIÓN

Yo **JUAN PABLO CUENCA FERNÁNDEZ**, 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 UTE 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.



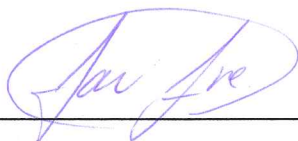
---

CUENCA FERNÁNDEZ JUAN PABLO

C.I. 1104797343

## CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo que lleva por título “Diseño y construcción de un dispositivo de rehabilitación de las extremidades inferiores, para personas con discapacidad física”, que, para aspirar al título de **Ingeniero en mecatrónica** fue desarrollado por **Juan Pablo Cuenca Fernández**, 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 19, 27 y 28.



Ing. Fausto Freire. PhD.

**DIRECTOR DEL TRABAJO**

C.I. 1802424737



## **DEDICATORIA**

Este trabajo está dedicado a mis padres y a mi hermano por impulsarme a salir adelante y ser siempre el apoyo todos los días en los que he estado lejos de ellos.

# ÍNDICE DE CONTENIDOS

	<b>PÁGINA</b>
<b>RESUMEN</b>	<b>1</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>2</b>
<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	<b>3</b>
<b>2. METODOLOGÍA Y DISEÑO</b>	<b>12</b>
2.1 REQUERIMIENTOS	12
2.2 DISEÑO GENERAL DEL SISTEMA	12
2.3 DISEÑO ESPECÍFICO DEL SISTEMA	14
2.3.1 DISEÑO MECÁNICO	14
2.3.1.1 Diseño eje	15
2.3.1.2 Diseño de la estructura	17
2.3.1.3 Diseño soporte eje	25
2.3.1.4 Cálculo de motores	26
2.3.2 SISTEMA DE CONTROL	29
2.3.2.1 Modelo matemático del sistema de elevación de la pierna	29
2.3.2.2 Descripción del prototipo	32
2.3.2.3 Interfaz de usuario	34
2.3.2.4 Descripción de las rutinas	36
<b>3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN</b>	<b>38</b>
3.2 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO	39
3.2.1 ANÁLISIS DE RESULTADOS	42
<b>4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES</b>	<b>45</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA</b>	<b>46</b>
<b>5. ANEXOS</b>	<b>48</b>



# ÍNDICE DE TABLAS

	<b>PÁGINA</b>
<b>Tabla 1.</b> Propiedades tubo cuadrado (DIPAC, 2016)	25
<b>Tabla 2.</b> Datos de persona 1	39
<b>Tabla 3.</b> Datos de persona 2	40
<b>Tabla 4.</b> Datos de persona 3	40
<b>Tabla 5.</b> Pruebas para rutina 1	41
<b>Tabla 6.</b> Pruebas para rutina 2	41

# ÍNDICE DE FIGURAS

	PÁGINA
<b>Figura 1.</b> Máquina TEM	4
<b>Figura 2.</b> Máquina Multi-Iso	4
<b>Figura 3.</b> Máquina de cables paralelos	5
<b>Figura 4.</b> Máquina MotionMaker	5
<b>Figura 5.</b> Dispositivo NexOs	6
<b>Figura 6.</b> Physiotherabot	7
<b>Figura 7.</b> Robot horizontal de entrenamiento de miembros inferiores	7
<b>Figura 8.</b> Robot para la rehabilitación de miembros inferiores	8
<b>Figura 9.</b> Cadena para la rehabilitación de miembros inferiores	8
<b>Figura 10.</b> Planos de la cadera	9
<b>Figura 11.</b> Flexión de la cadera	9
<b>Figura 12.</b> Planos de la rodilla	10
<b>Figura 13.</b> Flexión y extensión de la rodilla	10
<b>Figura 14.</b> Esquema del prototipo; a) vista frontal b) vista lateral	13
<b>Figura 15.</b> Diagrama de bloques del dispositivo	13
<b>Figura 16.</b> Funciones del sistema	14
<b>Figura 17.</b> Fotografía de camilla usada	14
<b>Figura 18.</b> Vistas frontal a), lateral b), superior c) e isométrica d) de la estructura	15
<b>Figura 19.</b> Diagramas de reacciones a), fuerza cortante b) y momento flector c) del eje	16
<b>Figura 20.</b> Diagramas de reacciones a), fuerza cortante b) y momento flector c) viga delantera	18
<b>Figura 21.</b> Diagramas de reacciones a), fuerza cortante b) y momento flector c) viga A	19
<b>Figura 22.</b> Diagramas de reacciones a), fuerza cortante b) y momento flector c) viga B	20
<b>Figura 23.</b> Vistas frontal a), lateral b) e isométrica c) del soporte	25
<b>Figura 24.</b> Fuerzas aplicadas en el tornillo	27
<b>Figura 25.</b> Esquema del modelo matemático	29
<b>Figura 26.</b> Diagrama de bloques del sistema	31
<b>Figura 27.</b> Diagrama de bloques del modelo matemático (planta)	31
<b>Figura 28.</b> Valores utilizados en el controlador	31
<b>Figura 29.</b> Gráfica de la respuesta del sistema en 0,5m	32
<b>Figura 30.</b> Conexión sensores e interfaz	32
<b>Figura 31.</b> Conexión de los actuadores	33
<b>Figura 32.</b> Esquema ubicación de sensor y fin de carrera	34
<b>Figura 33.</b> Diagrama de flujo del funcionamiento	34
<b>Figura 34.</b> Pantalla de inicio	35
<b>Figura 35.</b> Menú de opciones	35
<b>Figura 36.</b> Pantalla de funcionamiento	36



<b>Figura 37.</b> Esquema de la pierna para la rutina 1	36
<b>Figura 38.</b> Esquema de la pierna para la rutina 2	37
<b>Figura 39.</b> Vista completa del prototipo	38
<b>Figura 40.</b> Panel de control	38
<b>Figura 41.</b> a) Rutina 1, b) Rutina 2; con la persona 1	39
<b>Figura 42.</b> a) Rutina 1, b) Rutina 2; con la persona 2	40
<b>Figura 43.</b> a) Rutina 1, b) Rutina 2; con la persona 3	41
<b>Figura 44.</b> Tiempo para la rutina 1 con alta intensidad	42
<b>Figura 45.</b> Tiempo para la rutina 1 con baja intensidad	42
<b>Figura 46.</b> Tiempo para la rutina 2 con alta intensidad	43
<b>Figura 47.</b> Tiempo para la rutina 2 con baja intensidad	43
<b>Figura 48.</b> Relación entre estatura con longitud del fémur a) (cm) y peso b) (kg)	44

# ÍNDICE DE ANEXOS

	<b>PÁGINA</b>
<b>ANEXO 1.</b> Certificación médica	48
<b>ANEXO 2.</b> Especificaciones técnicas de actuador 1	49
<b>ANEXO 3.</b> Especificaciones técnicas de actuador 2	50
<b>ANEXO 4.</b> Especificaciones técnicas driver	51



## RESUMEN

El presente trabajo de titulación se enfocó en el diseño de un dispositivo para ayudar en la rehabilitación de las extremidades inferiores en personas parapléjicas. En la actualidad existen cada día más personas con algún tipo de discapacidad, ya sea causada por una enfermedad o un accidente. Teniendo en cuenta lo anterior, el propósito fue realizar el diseño que permita ejecutar ejercicios pasivos en los miembros inferiores dentro de su rango articular, específicamente en la cadera y la rodilla. Para ello fue necesario la determinación de los movimientos a realizar con la ayuda de un médico especialista, luego se diseñaron los sistemas; mecánico y de control que permita ejecutarlos. Cumpliendo con el diseño se seleccionaron los actuadores y sensores, se implementó una interfaz para el manejo del dispositivo, compuesta por una pantalla táctil, donde se ingresan los datos del paciente. Los resultados indicaron que se lograron ejecutar dos rutinas de ejercicios, las cuales comprenden la flexión de la cadera y la flexo-extensión de la rodilla, y dentro de estos movimientos se hallan involucrados 14 músculos de las extremidades inferiores. Se obtuvo que cada rutina variaba en tiempo debido a las características de cada persona como lo son; peso y estatura. En conclusión, se ejecutaron cada una de las rutinas planteadas llegando a la altura deseada, por lo tanto, el uso continuo del dispositivo por parte de un paciente parapléjico, según la valoración previa de un médico especialista, podría a largo plazo evitar atrofas musculares y mejorar el tono muscular.

**Palabras clave:** Parapléjico, movilizaciones pasivas, actuadores, sensores, interfaz, cadera, rodilla.

## ABSTRACT

The present work focused on the design of a device to help with the rehabilitation of the lower extremities in paraplegic people. Nowadays, there are more people with some type of disability, whether caused by an illness or an accident. Knowing this, the main purpose was to design a device to perform passive exercises on the lower limbs within their joint range; it included moves on the hip and the knees. For this, with the help of a specialist physician, it was necessary to set the movements to be performed, then the mechanical and the control system were designed to achieve this. Satisfying the design, the actuators and sensors were selected, a user interface was implemented for the operation of the device, it is composed of a touch screen, where the patient data is entered. The results indicated that the two exercise routines could be executed, which include hip flexion and flexion-extension of the knee. There are 14 muscles of the lower extremities involved on these movements. In the results, it was shown that the time of operation changed in each routine due to the weight and height of each person. In conclusion, each of the proposed routines was executed correctly; therefore, in a long term the continuous use of the device by a paraplegic patient could prevent muscular atrophies and improve the muscular tone, according to the prior assessment of a specialist physician.

**Keywords:** Paraplegic, passive exercises, actuators, sensors, interface, hip, knee.

## **1. INTRODUCCIÓN**

Las limitaciones físicas, como la paraplejia, afectan en las actividades cotidianas de las personas que la padecen, más aún, si no se lleva a cabo un cuidado constante aparecerían complicaciones que afecten el estado del paciente.

Según las estadísticas del Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades a marzo del 2018, el 46.65% de personas con discapacidad registradas tiene una discapacidad física, que representa un total de 203 318 personas. El grado de discapacidad que se considera para la paraplejia está por encima del 75%, en donde existen aproximadamente 36000 personas. (Estadísticas CONADIS, 2018)

El gobierno nacional trata de fomentar, en las instituciones de educación superior, la investigación y desarrollo de tecnologías dentro de su Agenda Nacional para la Igualdad de Discapacidades 2017-2021, lo cual trata de buscar nuevas tecnologías de apoyo para el uso de las personas con discapacidad, actualmente no se cuenta con una línea base de proyectos dentro de este ámbito y lo que se busca es empezar a desarrollarlos. (CONADIS, 2017)

Por ende, realizar ejercicios de rehabilitación es indispensable para mantener la salud del paciente con paraplejia, evitando posibles atrofiás en los músculos y manteniendo la circulación de la sangre en las extremidades sin movimiento. Realizar los ejercicios en los miembros inferiores de personas con paraplejia puede resultar un trabajo extenuante para el fisioterapeuta, ya que se requiere ejecutarlos constantemente en varias repeticiones, de manera pasiva.

### **Sistemas para movimientos de las extremidades inferiores**

La “Máquina de ejercicio terapéutico para las articulaciones de cadera y rodilla en pacientes espásticos” (TEM, por sus siglas en inglés). Su funcionamiento consiste en dos brazos mecánicos que mueven la pierna, esto se aprecia en la figura 1, mediante el uso de motores eléctricos, y se controla por una computadora con el uso de un sensor de peso. La máquina se adapta al peso de la pierna y regula sus movimientos automáticamente (Wu, y otros, 2015).





**Figura 1.** Máquina TEM  
(Wu, y otros, 2015)

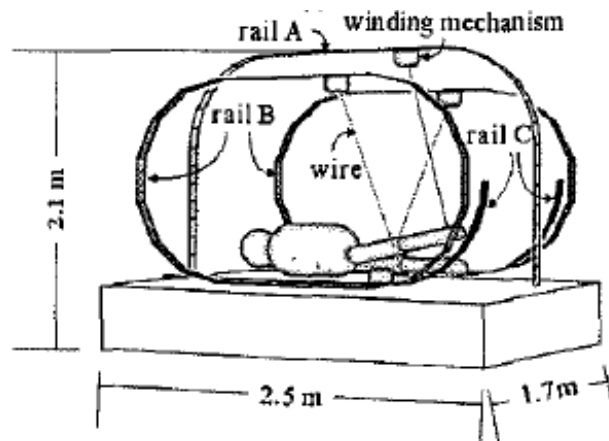
Otra máquina propuesta, en este caso es para entrenamiento de las piernas, es la “Máquina de entrenamiento de miembros inferiores, Multi-Iso” (Figura 2). El principio de funcionamiento consiste en aplicar un torque suministrado por un motor a uno o ambos miembros inferiores, esta máquina permite al usuario alcanzar una fuerza de 200 deca Newtons. Los entrenamientos son definidos por un fisioterapeuta mediante el uso de una interfaz. Aquí el mecanismo se acopla a una silla pues la persona debe estar sentada, cuenta con sensores de presencia para los pies, fines de carrera. Para el sistema de control se utilizan sensores de fuerza, velocidad y posición, este se basa en los tres parámetros anteriores para su funcionamiento, en el caso de la posición la utiliza para saber la ubicación del mecanismo y también para realizar una suave desaceleración cuando la máquina este llegando a los extremos; la fuerza se utiliza para simular el peso de una carga, esta puede ser variada (Afilal, Moughamir, & Manamanni, 2014).



**Figura 2.** Máquina Multi-Iso  
(Afilal, Moughamir, & Manamanni, 2014)

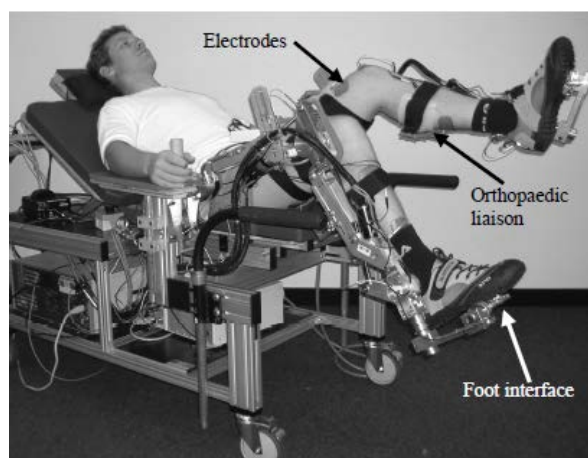
El siguiente es un sistema de rehabilitación para movilización de miembros inferiores de 4 GDL basado en la utilización de cables paralelos como se muestra en la figura 3, que son capaces de ejecutar movimientos articulares de flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna y rotación externa en la cadera. En la rodilla los movimientos son de flexión y extensión. Se encontró que el sistema es más confortable para el paciente. Cuenta con dos subsistemas, el mecanismo de flexión y extensión, y el

mecanismo de rotación. En el primero se utiliza el sistema de cables paralelos de dos grados de libertad, tiene un mecanismo para enrollar el cable a medida que este se va moviendo, con la finalidad de siempre mantener constante la tensión del cable. Este mecanismo se encuentra en una riel y se mueve a través de una correa controlada por un motor, en total se tienen 5 rieles, los cuales se combinan para lograr el movimiento deseado (Vonasek, Saska, & Preucil, 2013).



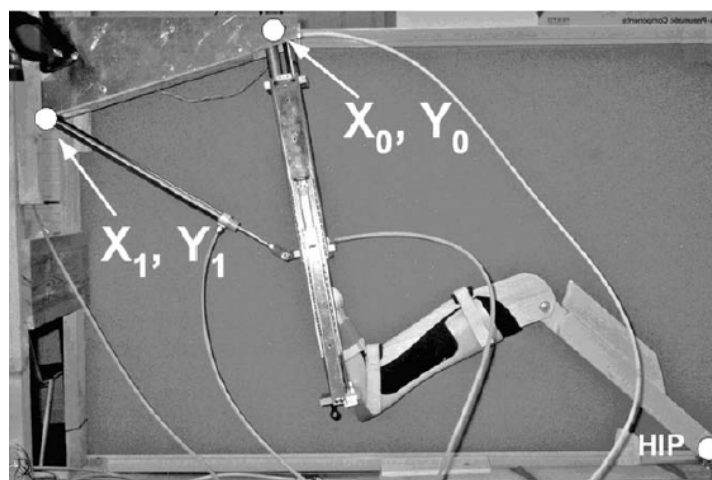
**Figura 3.** Máquina de cables paralelos  
(Vonasek, Saska, & Preucil, 2013)

El dispositivo "MotionMaker" (Figura 4) tiene el objetivo de rehabilitar los miembros inferiores. El sistema cuenta con 3 GDL y puede realizar movimientos en la rodilla, cadera y tobillo del paciente. La operación del dispositivo se lleva a cabo con el paciente acostado sobre el decúbito dorsal y puede ser con ambas piernas a la vez. El sistema está compuesto por dos órtesis robóticas con motores eléctricos, sensores y una unidad de control. Aquí se añade una estimulación eléctrica a los músculos mientras se realizan los movimientos, para simular el ejercicio natural (Bouri, Abdi, Bleurer, Reynard, & Deriaz, 2014).



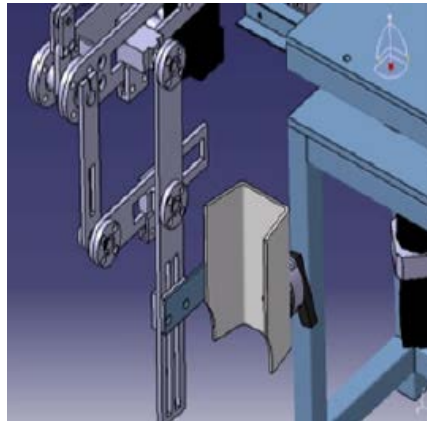
**Figura 4.** Máquina MotionMaker  
(Bouri, Abdi, Bleurer, Reynard, & Deriaz, 2014)

El dispositivo "NexOs" es un prototipo que puede funcionar desde condiciones pasivas hasta las activas asistidas. Cuenta con un sistema neumático con actuadores lineales mostrado en la figura 5, se construyó un mecanismo con dos cilindros, los cuales se mueven en conjunto para realizar los movimientos en la rodilla y cadera. Se realizó el análisis de posición del mecanismo para determinar el ángulo de movimiento de un cilindro. Para medir la posición en la que se encuentra la pierna se usaron potenciómetros. El movimiento de flexión que posee es de hasta  $20^\circ$  en la cadera,  $40^\circ$  en la rodilla y  $60^\circ$  en el tobillo. Tiene una interfaz donde se observa todos los datos del ejercicio realizado, interactúa con el paciente realizándole un cuestionario antes y después de la sesión (Guzmán, Andrés, Oliver, & Carrera, 2013).



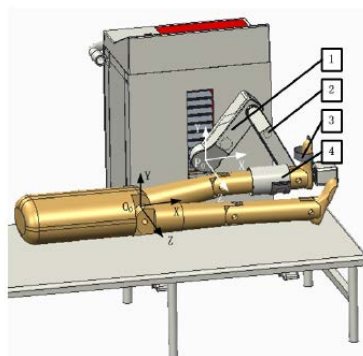
**Figura 5.** Dispositivo NexOs  
(Guzmán, Andrés, Oliver, & Carrera, 2013)

El robot de ejercicio terapéutico (Physiotherabot) para los miembros inferiores mostrado en la figura 6 se lo utiliza en pacientes que necesitan rehabilitación después de una lesión de la médula espinal (SCI), accidente cerebrovascular, trastorno muscular o una operación quirúrgica. Para controlar este robot, se desarrolló una "Interfaz Hombre-Máquina" con una estructura de control basada en reglas. El robot manipulador puede realizar todos los ejercicios activos y pasivos, también aprender movimientos de ejercicio específicos para realizarlos sin el fisioterapeuta, a través de la interfaz hombre-máquina. Si un paciente reacciona contra el manipulador del robot durante el ejercicio, este puede cambiar la posición de acuerdo con los datos de realimentación. Este robot posee 3 GDL y para su movimiento tiene 3 servomotores marca Kollmorgen, controladores Servostar y cajas reductoras Neugart, estos motores son capaces de alzar hasta 100kg. Cuenta con sensores de fuerza y posición, para la adquisición de datos usaron una DAQ de National Instruments (Yalcin, Adkogan, & Tufekci, 2015).



**Figura 6.** Physiotherobot  
(Yalcin, Adkogon, & Tufekci, 2015)

El “Robot horizontal de entrenamiento de miembros inferiores” (Figura 7), se centra en el diseño de un robot para ayudar a los pacientes a completar su entrenamiento diario de rehabilitación de piernas mientras está acostado en la cama. Basado en un análisis de muchos modos de entrenamiento de rehabilitación e integrado con una técnica de masaje de medicina tradicional china. El brazo del robot consta de tres partes: una parte superior del brazo, el antebrazo y la muñeca. Está diseñado con 4-GDL: el hombro y el codo con uno respectivamente, y la muñeca con dos. Cada GDL es accionado por un servomotor. Cuenta con seis modos de funcionamiento, dentro de los cuales se encuentran los movimientos de la cadera, rodilla y tobillo. Para el sistema de control utiliza un PID para la posición y un algoritmo de retroalimentación para la aceleración y velocidad (Guo, Han, Li, Fang, & You, 2015).



**Figura 7.** Robot horizontal de entrenamiento de miembros inferiores  
(Guo, Han, Li, Fang, & You, 2015)

El “Robot para la rehabilitación de miembros inferiores” mostrado en la figura 8 puede simular pasos normales, ejercita los músculos de las piernas, ayuda a recobrar el control de las extremidades inferiores y finalmente en recuperar la caminata. Su mecanismo está compuesto por un marco principal, partes para el movimiento de las piernas y para poder mantener el equilibrio. Cuenta con servomotores DC y cajas reductoras. Tiene cuatro sistemas de

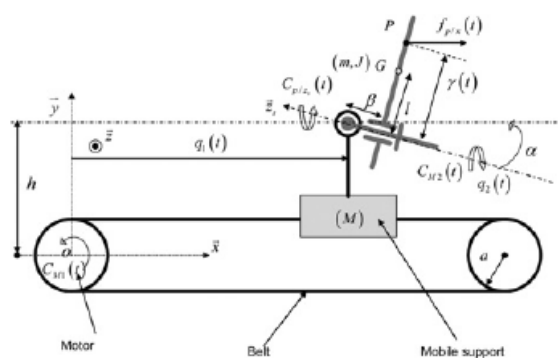


control, para el movimiento de las piernas, derecha e izquierda, respectivamente, para mantener el equilibrio y para masajes en los pies. La velocidad máxima de movimiento no es más que la velocidad de una persona ordinaria. Funciona de manera activa y pasiva, en la pasiva da completa asistencia a los movimientos de las piernas, en cambio en la activa mide la velocidad con la que se mueve el paciente y de esta manera regula la asistencia que se brinda (Wang, Hou, Tong, & Zhang, 2014).



**Figura 8.** Robot para la rehabilitación de miembros inferiores (Wang, Hou, Tong, & Zhang, 2014)

A continuación, en la figura 9 se observa una cadena para la rehabilitación de miembros inferiores, su estructura de control se basa en un generador de trayectoria y controlador de seguimiento no lineal continuo, aquí los movimientos de las piernas son considerados como perturbaciones y como entradas para el generador de trayectoria y así permitir su movimiento (Seddiki, Guelton, & Zaytoon, 2016).



**Figura 9.** Cadena para la rehabilitación de miembros inferiores (Seddiki, Guelton, & Zaytoon, 2016)

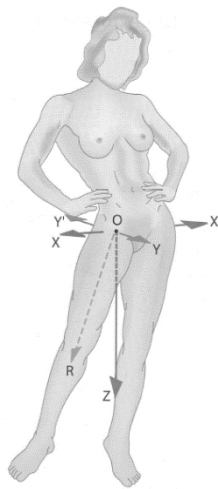
Para el posterior trabajo se analizó como se realizan los movimientos de flexión y extensión en estos sistemas mencionados, y se tomó varias ideas de algunos de ellos, en especial el sistema de poleas de la máquina de cables paralelos.

## Características de los miembros inferiores

En el movimiento de los miembros inferiores se considera principalmente la cadera y la rodilla.

### La cadera:

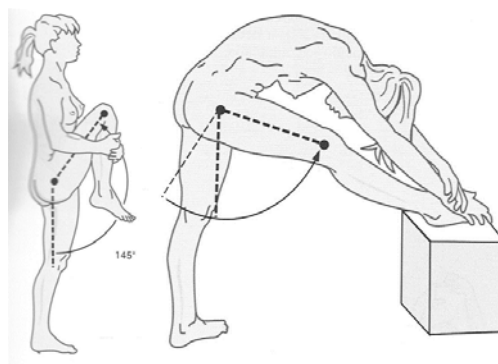
Es articulación proximal del miembro inferior, su función es orientarlo en todas las direcciones del espacio, para lo cual posee tres ejes y tres grados de libertad. En este caso se analizará únicamente el plano frontal  $XOX'$  representado en la figura 10 sobre el cual se realizan los movimientos de flexión.



**Figura 10.** Planos de la cadera  
(Kapandji, 2010)

La flexión de la cadera es el movimiento que produce el contacto de la cara anterior del muslo con el tronco.

Su amplitud de flexión en forma pasiva siempre supera los  $120^\circ$ , pero esto depende también de si la rodilla se encuentra extendida o flexionada, de estar flexionada se alcanza los  $145^\circ$  como se aprecia en la figura 11.

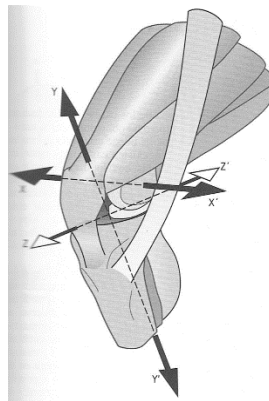


**Figura 11.** Flexión de la cadera  
(Kapandji, 2010)

En estos movimientos principalmente están presentes los músculos psoas, ilíaco, sartorio, recto femoral, tensor de la fascia lata, pectíneo, aductor largo, grácil, glúteo menor y glúteo medio (Kapandji, 2010).

### La rodilla:

Es una articulación de un solo grado de libertad en la flexo-extensión, lo cual se realiza sobre el plano XX' mostrado en la figura 12.

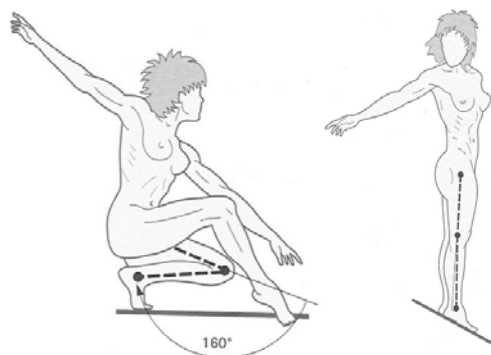


**Figura 12.** Planos de la rodilla  
(Kapandji, 2010)

La amplitud del movimiento de la rodilla se mide a partir de la posición de referencia que es cuando el eje de la pierna se sitúa en la prolongación del eje del muslo.

La flexión es el movimiento que aproxima la cara posterior de la pierna con la cara posterior del muslo, si la cadera se encuentra previamente flexionada la rodilla puede alcanzar un ángulo máximo de flexión de  $160^\circ$  de manera pasiva como se puede notar en la figura 13.

La extensión es el movimiento que aleja la cara posterior de la pierna con la cara posterior del muslo, se puede decir que en el plano de referencia la rodilla ya se encuentra extendida.



**Figura 13.** Flexión y extensión de la rodilla  
(Kapandji, 2010)

En el movimiento de extensión el principal músculo es el cuádriceps femoral.

En la flexión intervienen los músculos isquiotibiales: bíceps femoral, semitendinoso y semimembranoso; los músculos de la pata de ganso: grácil, sartorio y semitendinoso (también parte de los isquiotibiales) (Kapandji, 2010).

### **Rehabilitación de los miembros inferiores mediante movilización pasiva**

La terapia manual ortopédica es una herramienta no invasiva que se basa en la evaluación y tratamiento de las disfunciones articulares y de tejidos blandos, teniendo como principal método de ejecución la movilización articular (Sepúlveda, 2015).

La movilización a una articulación puede ser realizada a varias velocidades y amplitudes.

La técnica de rehabilitación pasiva se basa en la movilización de la articulación dentro de su rango de movimiento, en este caso la flexo-extensión de la rodilla y la cadera, estos movimientos suelen ser de mayor amplitud que los activos, pero para esto se necesita una valoración previa por parte del fisioterapeuta.

Lo que se intenta lograr con esto es mantener la movilidad articular y evitar la espasticidad (Costa & Velasquez, 2015).

El proyecto tiene el fin de crear un dispositivo diseñado para ayudar en la rehabilitación del paciente. Se buscará la mejor manera de ejecutar los ejercicios, en este caso de las extremidades inferiores, para tener como resultado un dispositivo que complete los movimientos sin comprometer la salud de la persona.

Se plantean el siguiente objetivo general para el desarrollo del proyecto:

Diseñar y construir un dispositivo que realice ejercicios en las extremidades inferiores de pacientes con paraplejia, que permita la mejora de su tono muscular y prevenir atrofias musculares; que consta de los siguientes objetivos específicos:

- Determinar los movimientos adecuados que el dispositivo ejecutará sobre el paciente parapléjico.
- Realizar el diseño del sistema completo para poder desempeñar los ejercicios de la manera correcta.
- Implementar una interfaz de usuario para el control de las rutinas de ejercicios de flexión y extensión, a realizar sobre la cadera y rodilla de acuerdo al diseño del sistema.
- Construir el prototipo para realizar pruebas de funcionamiento del sistema completo, teniendo el movimiento en los músculos involucrados.



## **2. METODOLOGÍA Y DISEÑO**

La metodología de diseño mecatrónico de este proyecto consistió en el análisis de los requerimientos planteados según las sugerencias del médico especialista, para así diseñar un sistema que los satisfaga.

Luego de haber planteado una solución que pueda cumplir el objetivo general del proyecto, se diseñó del sistema mecánico capaz de soportar los ejercicios a realizar por parte de los actuadores, después se implementó un sistema de control y una interfaz gráfica para su operación

Posteriormente se integraron los sistemas antes mencionados para actuar en conjunto, y de esta manera verificar si se cumplen los requerimientos.

## **2.1 REQUERIMIENTOS**

Se definieron los movimientos a realizar por el dispositivo con la ayuda de un médico traumatólogo (Anexo 1), los cuales comprenden los siguientes:

- Flexión de cadera.
- Flexión y extensión de rodilla.

Se planteó que el dispositivo debe adaptarse a personas con una estatura entre 155 a 175 cm, se tomó en cuenta este rango puesto que abarca la estatura promedio de un adulto en el Ecuador (Telégrafo, 2017).

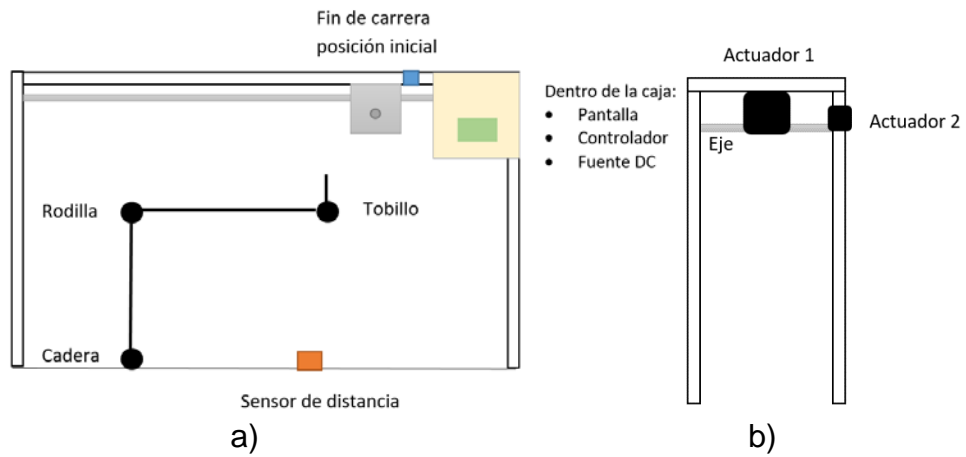
El elemento que maneje la pierna debe ser un artículo ortopédico, es decir, que sea diseñado especialmente para el uso en extremidades inferiores.

Se tomó en cuenta como máximo a una persona de 100kg, este es un peso alto como un factor de seguridad para el diseño. El peso de una pierna equivale al 20% del total, entonces en este caso sería 20kg,

El dispositivo funcionará en dos ejes para completar los movimientos propuestos sobre la pierna, con un error máximo del 5%.

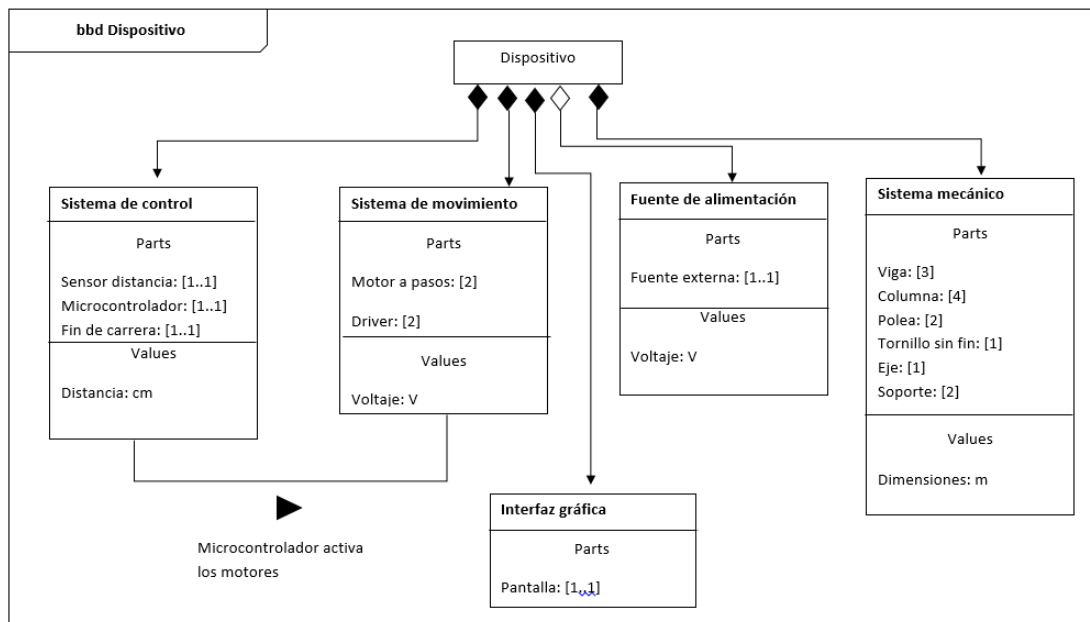
## **2.2 DISEÑO GENERAL DEL SISTEMA**

El sistema cuenta con una estructura que soporta el mecanismo de movimiento. La alimentación consta de una fuente DC para los actuadores y el circuito de control. Como actuadores se utilizan dos motores para lograr el movimiento requerido de las piernas. El sistema de control está formado por el microcontrolador, sensores y el algoritmo de control. Todo esto se encuentra representado en la figura 14.



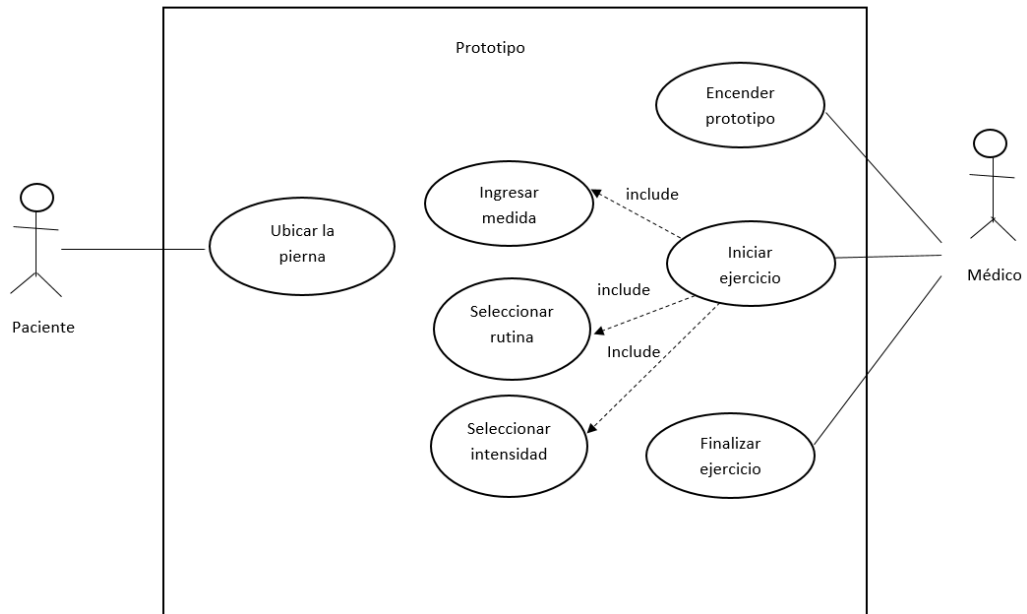
**Figura 14.** Esquema del prototipo; a) vista frontal b) vista lateral

En el diagrama de bloques de la figura 15 se encuentran descritas las partes de cada sistema del dispositivo.



**Figura 15.** Diagrama de bloques del dispositivo

La figura 16 indica cuales van a ser las funciones que pueden realizar; el paciente solo ubicará la pierna para que se realicen los ejercicios y el médico, será el operador del dispositivo, e ingresará los datos del paciente



**Figura 16.** Funciones del sistema

## 2.3 DISEÑO ESPECÍFICO DEL SISTEMA

### 2.3.1 DISEÑO MECÁNICO

Para diseñar se tomó en cuenta una camilla con las siguientes dimensiones: 70cm de altura, 60cm de ancho y 180cm de largo.

En la figura 17 se observa la fotografía una camilla utilizada en medicina, la cual permite un mejor manejo de las extremidades inferiores del paciente en estado de reposo.

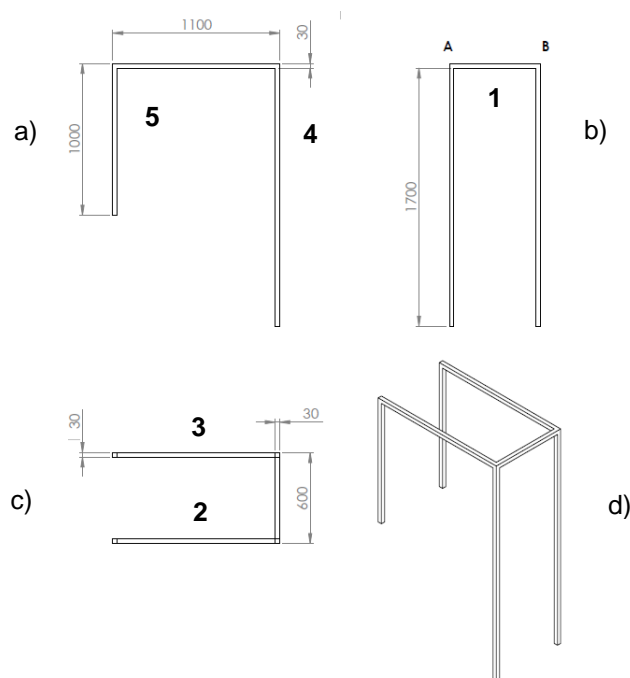


**Figura 17.** Fotografía de camilla usada



Con las dimensiones mencionadas de la camilla, se procedió a diseñar la estructura, la cual está conformada por las siguientes partes mostradas en la figura 18.

- Viga delantera (1).
- Vigas laterales A y B (2 y 3, respectivamente).
- Columnas delanteras A y B (4).
- Columnas traseras A y B (5).



**Figura 18.** Vistas frontal a), lateral b), superior c) e isométrica d) de la estructura

### 2.3.1.1 Diseño eje

- La longitud del eje donde se encuentra soportada la pierna es de 600mm.
- Este se encuentra ubicado en un soporte conectado al tornillo sin fin acoplado al actuador 2.
- Una polea se encuentra a 200mm desde el extremo A.
- Cálculos:

$$P = mg \quad [1]$$

$$P = 20kg \times 9,8 \frac{m}{s^2} = 196N$$

$$\Sigma M_A = 0$$

$$Rb = 65,33N$$

$$-196(0,2) + Rb(0,6) = 0$$

$$\Sigma F_y = 0$$

$$R_a = 130,67N$$

$$R_a + R_b = 196N$$

Con estos datos se pueden graficar los diagramas de fuerza cortante y momento flector observados en la figura 19.

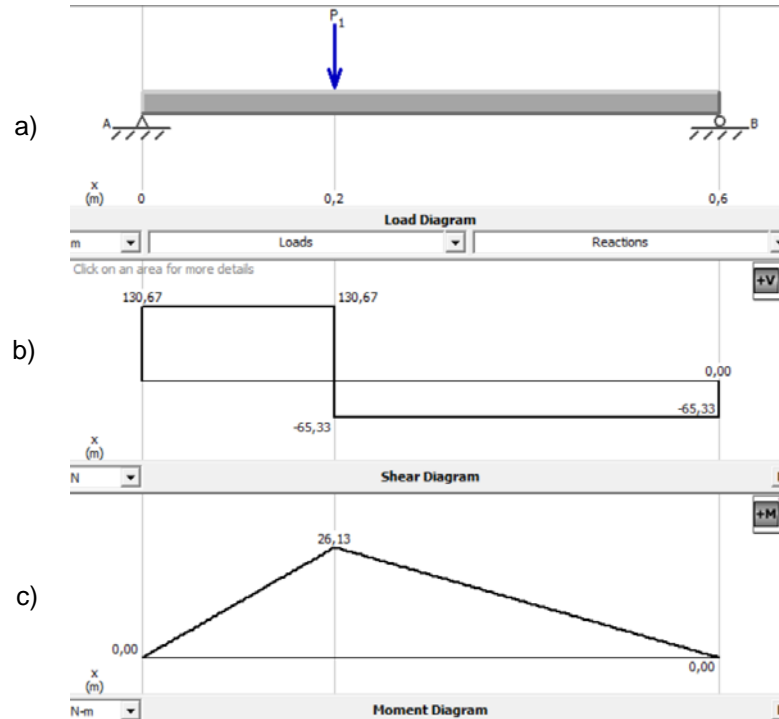


Figura 19. Diagramas de reacciones a), fuerza cortante b) y momento flector c) del eje

Se utilizó acero AISI 4340 con  $S_u=745\text{MPa}$  y  $S_y=470\text{MPa}$ , de donde se obtuvo que el  $S_n = 280\text{MPa}$ .  $C_m$  se elige según el material, en este caso es igual a 1.  $C_{st}$  para el esfuerzo flexionante es igual a 1. Para una confiabilidad del 0,99,  $C_r$  es igual a 0,81.  $C_s$  es el factor de tamaño el cual se estima igual a 0,8. Con estos datos se calcula la resistencia a la fatiga real (Mott, 2017).

$$S_n' = (S_n)(C_m)(C_{st})(C_r)(C_s) \quad [2]$$

$$S_n' = (280)(1)(1)(0,81)(0,8)$$

$$S_n' = 181,44\text{Mpa}$$

Donde se aplicó la fuerza existe momento flector, se utilizará la siguiente ecuación:

$$D = \left[ \frac{32N}{\pi} \sqrt{\left(\frac{K_t M}{S_n'}\right)^2 + \frac{3}{4} \left(\frac{T}{S_y}\right)^2} \right]^{1/3} \quad [3]$$

Donde:

$N$  es el factor de seguridad

$K_t$  una constante que se supone igual a 3

$M$  es el momento flector en ese punto (Mott, 2017).

$$D = \left[ \frac{32(2,5)}{\pi} \sqrt{\left[ \frac{3(26,13)}{181,44} \right]^2} \right]^{1/3}$$

$$D = 22,24mm$$

De acuerdo al diámetro obtenido se utilizó un eje de 25mm de diámetro del catálogo de DIPAC.

### 2.3.1.2 Diseño de la estructura

Para la estructura se utilizó acero ASTM A-500 con  $S_u=310MPa$  y  $S_y=269MPa$ .

Para los cálculos se utilizarán las siguientes variables:

$\sigma_{adm}$  es el esfuerzo admisible del material

$N$  es el factor de seguridad

$\sigma_{max}$  es el esfuerzo máximo en el elemento

$S$  es el módulo de la sección (Mott, 2017).

En las vigas se calculó el módulo de sección para luego comparar con el catálogo de perfiles.

#### Viga delantera

Se tomó en cuenta un peso de 210N, el cual corresponde a la pierna más el inmovilizador de tobillo, aplicado en el centro de la viga para su diseño. A continuación, los cálculos.

$$\Sigma M_A = 0$$

$$-210(0,3) + Rb(0,6) = 0$$

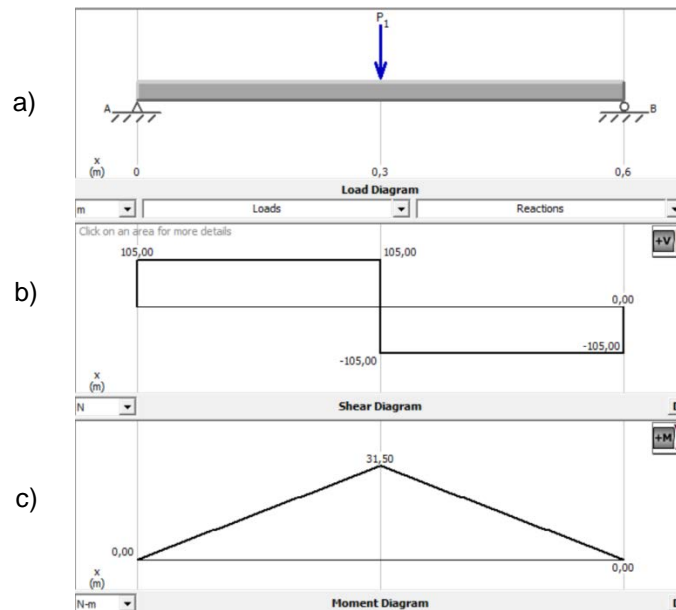
$$Rb = 105N$$

$$\Sigma F_y = 0$$

$$Ra + Rb = 210N$$

$$Ra = 105N$$

Con estos datos se pueden graficar los diagramas de fuerza cortante y momento flector observados en la figura 20.



**Figura 20.** Diagramas de reacciones a), fuerza cortante b) y momento flector c) viga delantera

$$\sigma_{adm} = \frac{Sy}{N} = \frac{269MPa}{2} \quad [4]$$

$$\sigma_{max} \leq \sigma_{adm}$$

$$\frac{31,5N \cdot m}{S} \leq 134,5MPa$$

$$S \geq 0,2565cm^3$$

Este valor se comparó al final de los cálculos para la elección del perfil a utilizar.

### Viga lateral A

Se tomó en cuenta un peso de 130,67N que es la reacción que existe en el lado A del eje. A continuación, los cálculos.

$$\Sigma M_A = 0$$

$$\Sigma F_y = 0$$

$$-130,67(0,55) + Rb(1,1) = 0$$

$$Ra + Rb = 130,67N$$

$$Rb = 65,34N$$

$$Ra = 65,34N$$

Con estos datos se pueden graficar los diagramas de fuerza cortante y momento flector observados en la figura 21.

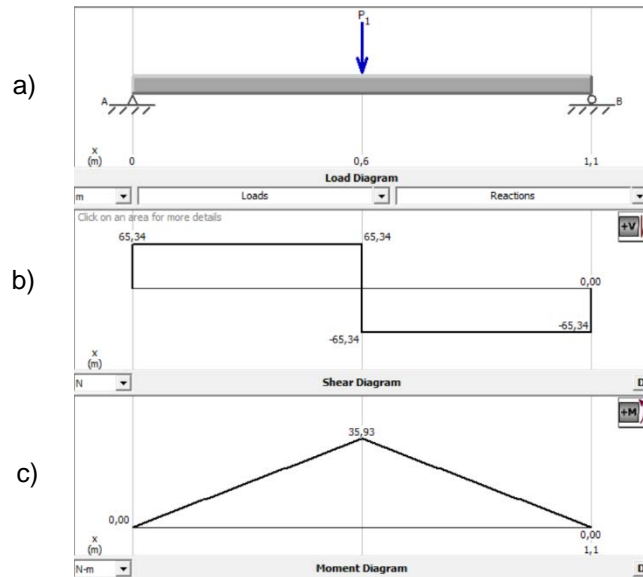


Figura 21. Diagramas de reacciones a), fuerza cortante b) y momento flector c) viga A

$$\sigma_{adm} = \frac{Sy}{N} = \frac{269MPa}{2}$$

$$\sigma_{max} \leq \sigma_{adm}$$

$$\frac{35,93N \cdot m}{S} \leq 134,5MPa$$

$$S \geq 0,2672cm^3$$

Este valor se comparó al final de los cálculos para la elección del perfil a utilizar.

### Viga lateral B

Se tomó en cuenta un peso de 65,33N que es la reacción que existe en el lado A del eje. A continuación, los cálculos.

$$\Sigma M_A = 0$$

$$-65,33(0,55) + Rb(1,1) = 0$$

$$Rb = 32,67N$$

$$\Sigma F_y = 0$$

$$Ra + Rb = 65,33N$$

$$Ra = 32,67N$$

Con estos datos se pueden graficar los diagramas de fuerza cortante y momento flector observados en la figura 22.



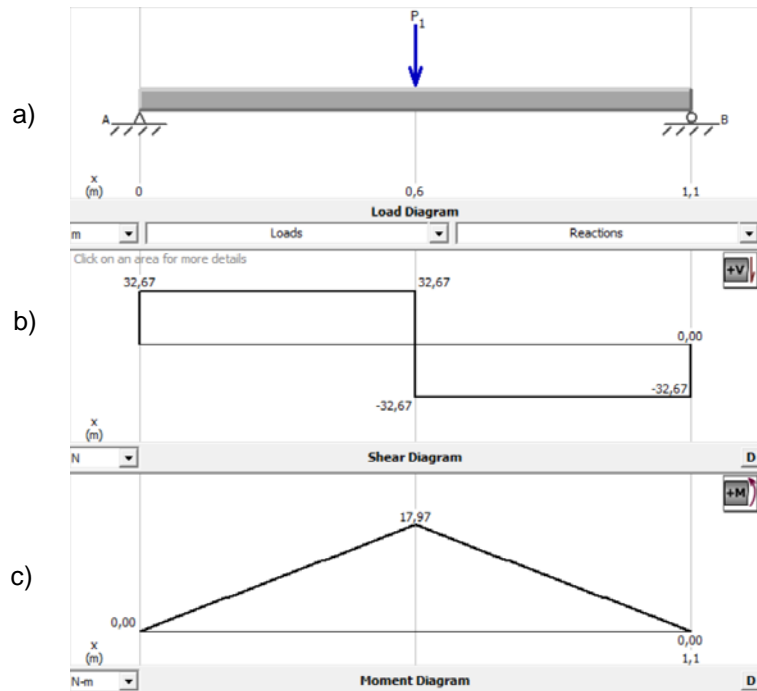


Figura 22. Diagramas de reacciones a), fuerza cortante b) y momento flector c) viga B

$$\sigma_{adm} = \frac{S_y}{N} = \frac{269MPa}{2}$$

$$\sigma_{max} \leq \sigma_{adm}$$

$$\frac{17,97N \cdot m}{S} \leq 134,5MPa$$

$$S \geq 0,1336cm^3$$

Este valor se comparó al final de los cálculos para la elección del perfil a utilizar.

### Columnas

Para el diseño de las columnas se tomó en cuenta las reacciones producidas en cada viga.

Para el acero  $E = 206,84GPa$ .

Para obtener el peso crítico ( $P_{crit}$ ) se multiplica el peso aplicado por un factor de seguridad ( $N$ ), en este caso de 3.

Se obtiene la relación de esbeltez ( $RE$ ) y la constante de columna ( $Cc$ ), si  $RE > Cc$  es una columna larga, caso contrario debe ser calculada como columna corta.

Para el cálculo de columnas largas se utiliza la ecuación de Euler:

$$I = \frac{P_{crit}(KL)^2}{\pi^2 \cdot E} \quad [5]$$

Donde:

$I$  es el momento de inercia de la sección transversal

$K$  es una constante que en este caso es igual a 0,65 debido a que a columna se encuentra empotrada

$L$  es la longitud de la columna

$E$  es el módulo de elasticidad del material (Mott, 2017).

Para el cálculo de columnas cortas se utiliza la ecuación de J. B. Johnson:

$$P_{crit} = A \cdot S_y \cdot \left[ 1 - \frac{S_y(KL/r_{min})^2}{4\pi^2 \cdot E} \right] \quad [6]$$

Donde:

$A$  es el área de la sección,

$S_y$  es la resistencia a la fluencia del material,

$K$  es una constante que en este caso es igual a 0,65 debido a que la columna se encuentra empotrada,

$L$  es la longitud de la columna,

$E$  es el módulo de elasticidad del material,

$r_{min}$  es el radio de giro de la sección transversal (Mott, 2017).

### Columna delantera A

Se empezó calculando la carga a la que está sometida, obtenida de las reacciones de la viga A.

$$Pd = 130,67N + 105N = 235,67N$$

$$P_{crit} = Pd \times N = 235,67 \times 3 = 707,01N \quad [7]$$

$$C_c = \sqrt{\frac{2\pi^2 E}{S_y}} = 123,19 \quad [8]$$

Se asume columna larga, y se utiliza la ecuación de Euler.

$$I = \frac{707,01(0,65 \cdot 1,70)^2}{\pi^2 \cdot 206,84 \cdot 10^9}$$

$$I = 0,0423 \text{ cm}^4$$

Según catálogo de DIPAC  $\Rightarrow r_{\min} = 1,15 \text{ cm}$  para el perfil cuadrado de 30mm, con espesor de 1,5mm.

$$RE = \frac{KL}{r_{\min}} = \frac{0,65 \cdot 170 \text{ cm}}{0,77 \text{ cm}} = 96,09 \quad [9]$$

$RE < Cc \Rightarrow$  Es columna corta

$$A = 1,65 \text{ cm}^2 = 1,65 \times 10^{-4} \text{ m}^2$$

Debido a que es una columna corta, se utiliza la ecuación de J. B. Johnson.

$$P_{crit} = 1,65 \times 10^{-4} \cdot 269 \times 10^6 \cdot \left[ 1 - \frac{269 \times 10^6 \left( (0,65 \cdot 1,7) / 0,0115 \right)^2}{4\pi^2 \cdot 206,84 \times 10^9} \right]$$

$P_{crit} = 30885,33 \text{ N} \Rightarrow$  Satisface el  $P_{crit}$  calculado anteriormente

### Columna delantera B

Se empezó calculando la carga a la que está sometida, obtenida de las reacciones de la viga B.

$$Pd = 65,33 \text{ N} + 105 \text{ N} = 170,33 \text{ N}$$

$$P_{crit} = Pd \times N = 170,33 \times 3 = 510,99 \text{ N}$$

$$Cc = \sqrt{\frac{2\pi^2 E}{Sy}} = 123,19$$

Se asume columna larga, y se utiliza la ecuación de Euler.

$$I = \frac{510,99 (0,65 \cdot 1,70)^2}{\pi^2 \cdot 206,84 \cdot 10^9}$$

$$I = 0,0306 \text{ cm}^4$$

Según catálogo de DIPAC  $\Rightarrow r_{\min} = 1,15 \text{ cm}$  para el perfil cuadrado de 30mm, con espesor de 1,5mm.

$$RE = \frac{KL}{r_{\min}} = \frac{0,65 \cdot 170 \text{ cm}}{1,15 \text{ cm}} = 96,09$$

$RE < Cc \Rightarrow$  Es columna corta

$$A = 1,65 \text{ cm}^2 = 1,65 \times 10^{-4} \text{ m}^2$$

Se utilizó la ecuación de J. B. Johnson para columnas cortas

$$P_{crit} = A \cdot S_y \cdot \left[ 1 - \frac{S_y(KL/r_{min})^2}{4\pi^2 \cdot E} \right]$$

$$P_{crit} = 1,65 \times 10^{-4} \cdot 269 \times 10^6 \cdot \left[ 1 - \frac{269 \times 10^6 ((0,65 \cdot 1,7)/0,0115)^2}{4\pi^2 \cdot 206,84 \times 10^9} \right]$$

$P_{crit} = 30885,33N \Rightarrow$  Satisface el  $P_{crit}$  calculado anteriormente

### Columna trasera A

Se empezó calculando la carga a la cual está sometida, obtenida de las reacciones de la viga A.

$$P_d = 130,67N$$

$$P_{crit} = P_d \times N = 130,67 \times 3 = 392,01N$$

$$C_c = \sqrt{\frac{2\pi^2 E}{S_y}} = 123,19$$

Se asume columna larga, y se utiliza la ecuación de Euler.

$$I = \frac{392,01(0,65 \cdot 1)^2}{\pi^2 \cdot 206,84 \cdot 10^9}$$

$$I = 0,0081 \text{ cm}^4$$

Según catálogo de DIPAC  $\Rightarrow r_{min} = 1,15\text{cm}$  para el perfil cuadrado de 30mm, con espesor de 1,5mm.

$$RE = \frac{KL}{r_{min}} = \frac{0,65 \cdot 100\text{cm}}{1,15\text{cm}} = 56,52$$

$RE < C_c \Rightarrow$  Es columna corta

$$A = 1,65\text{cm}^2 = 1,65 \times 10^{-4}\text{m}^2$$

Ya que se obtiene que es una columna corta, se utiliza la ecuación de J. B. Johnson.

$$P_{crit} = 1,65 \times 10^{-4} \cdot 269 \times 10^6 \cdot \left[ 1 - \frac{269 \times 10^6 ((0,65 \cdot 1)/0,0115)^2}{4\pi^2 \cdot 206,84 \times 10^9} \right]$$

$P_{crit} = 39713,83N \Rightarrow$  Satisface el  $P_{crit}$  calculado anteriormente

### Columna trasera B

Se empezó calculando la carga a la cual está sometida, obtenida de las reacciones de la viga B.

$$Pd = 65,33N$$

$$P_{crit} = Pd \times N = 65,33 \times 3 = 195,99N$$

$$Cc = \sqrt{\frac{2\pi^2 E}{Sy}} = 123,19$$

Se asume columna larga, y se utiliza la ecuación de Euler.

$$I = \frac{195,99(0,65 \cdot 1)^2}{\pi^2 \cdot 206,84 \cdot 10^9}$$

$$I = 0,00406 \text{ cm}^4$$

Según catálogo de DIPAC  $\Rightarrow r_{min} = 1,15\text{cm}$  para el perfil cuadrado de 30mm, con espesor de 1,5mm.

$$RE = \frac{KL}{r_{min}} = \frac{0,65 \cdot 100\text{cm}}{1,15\text{cm}} = 56,52$$

$RE < Cc \Rightarrow$  Es columna corta

$$A = 1,65\text{cm}^2 = 1,65 \times 10^{-4}\text{m}^2$$

Ya que se obtiene que es una columna corta, se utiliza la ecuación de J. B. Johnson.

$$P_{crit} = 1,65 \times 10^{-4} \cdot 269 \times 10^6 \cdot \left[ 1 - \frac{269 \times 10^6 ((0,65 \cdot 1)/0,0115)^2}{4\pi^2 \cdot 206,84 \times 10^9} \right]$$

$P_{crit} = 39713,83N \Rightarrow$  Satisface el  $P_{crit}$  calculado anteriormente

De acuerdo a todos los cálculos que se realizaron se utilizó un tubo cuadrado de 30mm y con un espesor de 1,5mm del catálogo de la empresa DIPAC, a continuación en la tabla 1 las propiedades del tubo utilizado.

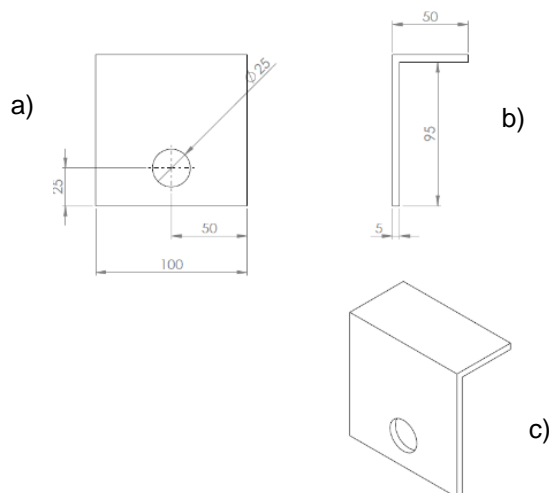
**Tabla 1.** Propiedades tubo cuadrado (DIPAC, 2016)

Dimensiones			Área	Ejes X-X e Y-Y		
A mm	Espesor mm (e)	Peso Kg/m	Área cm <sup>2</sup>	I cm <sup>4</sup>	S cm <sup>3</sup>	r <sub>min</sub> cm
30	1,5	1,35	1,65	2,19	1,46	1,15

- El módulo de la sección ( $S$ ) en este caso es de  $1,46\text{cm}^3$  el cual es mayor a todos los calculados en las vigas, así que satisface el diseño.

### 2.3.1.3 Diseño soporte eje

La carga se encuentra aplicada en el orificio donde pasa el eje, por lo cual se diseñó con factor de concentración de esfuerzos. Se puede observar un esquema del soporte en la figura 23.



**Figura 23.** Vistas frontal a), lateral b) e isométrica c) del soporte

$$w = 0,10m$$

$$d = 0,025m$$

$$t = 0,005m$$

$$\sigma_{nom} = \frac{F}{A_{neto}} = \frac{F}{(w - d)t} \quad [10]$$

Donde:

$\sigma_{nom}$  es el esfuerzo aplicado

$F$  es la fuerza



$w$ ,  $d$  y  $t$  son las medidas de la placa; el ancho, el diámetro del orificio y el espesor respectivamente.

$$\sigma_{nom} = \frac{130,67N}{(0,10m - 0,025m)0,005m} = 0,348MPa$$

$$\frac{d}{w} = \frac{25}{100} = 0,25 \Rightarrow kt = 4,2 \quad (\text{Mott Apéndice A-29})$$

Se considera  $kt$  debido la concentración de esfuerzos.

$$\sigma_{max} = kt \cdot \sigma_{nom} = 4,2 \cdot 0,348MPa \quad [11]$$

$$\sigma_{max} = 1,463MPa$$

El esfuerzo admisible planteado para el acero ASTM A-500 es 134,5MPa.

### 2.3.1.4 Cálculo de motores

Se utilizaron dos motores para lograr un movimiento completo de la pierna, uno para poder trasladarla (eje x) y el otro para elevarla (eje y). Se tomó en cuenta un tiempo estimado de 10s, el cual se consideraría apropiado para realizar los ejercicios de manera correcta, en especial para el movimiento en eje Y.

#### Motor tornillo sin fin (eje X)

Se tomó en cuenta el peso de la pierna más el mecanismo utilizado.

Peso del mecanismo:

- Eje: 2,44kg
- Soportes: 1,20kg
- Polea: 0,5kg
- Elementos para sujetar el eje: 0,5kg
- **Total:** 4,64kg

Peso de la pierna más el mecanismo:

$$F = 25kg \times 9,8 \frac{m}{s^2} = 245N$$

En la figura 24 se pueden observar las fuerzas aplicadas en el tornillo y su diagrama de cuerpo libre.

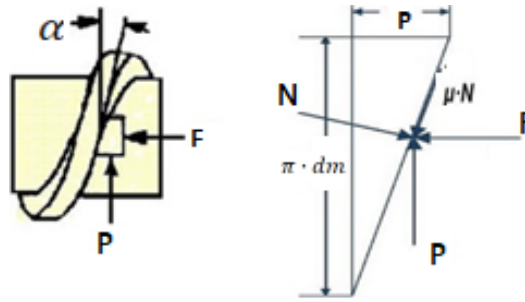


Figura 24. Fuerzas aplicadas en el tornillo

P = Fuerza necesaria para mover la carga

$\alpha$  = ángulo de hélice

$$\tan(\alpha) = \frac{p}{\pi \cdot dm}$$

p = paso del tornillo

$$\Sigma F_x = 0$$

$$F - N \cos(\alpha) + \mu N \sin(\alpha) = 0 \quad [12]$$

$$\Sigma F_y = 0$$

$$P - N \sin(\alpha) - \mu N \cos(\alpha) = 0 \quad [13]$$

Reemplazando [12] en [13] se obtiene:

$$P = \frac{F(\sin(\alpha) + \mu \cos(\alpha))}{\cos(\alpha) - \mu \sin(\alpha)} \quad [14]$$

El torque necesario para mover la carga es igual a:

$$T = P \cdot dm/2$$

dm = diámetro medio de la rosca

Suponiendo un tornillo de rosca cuadrada con dm = 1,2cm y p = 3,5mm

$$T = \frac{F \cdot dm}{2} \cdot \frac{p + \pi \cdot \mu \cdot dm}{\pi \cdot dm - \mu \cdot p}$$

$$T = \frac{245 \cdot 0,012}{2} \cdot \frac{0,0035 + \pi \cdot 0,15 \cdot 0,012}{\pi \cdot 0,012 - 0,15 \cdot 0,0035}$$

$$T = 0,3620 N \cdot m$$

$$Rev = \frac{L}{paso} = \frac{800mm}{3,5mm} = 228,57rev \quad [15]$$

$$\omega = \frac{228,57rev}{0,167min} = 1371,43rpm$$

$$\omega = 143,62 rad/s$$

$$Pot = T \cdot \omega = 51,99 W = 0,0698 HP \quad [16]$$

Estos resultados (potencia y torque) se utilizaron para la elección del motor a utilizar.

Motor a pasos marca StepperOnline modelo 23HS22-2804S para el eje x, tiene un torque de 1,26Nm y la corriente que utiliza es 2,8A (Anexo 3).

### Motor para elevación (eje Y)

Para el cálculo de este motor se tomó en cuenta la altura máxima y el peso de la pierna más la bota utilizada.

$$h = 0,8m$$

$$F = 196N + 9,8N = 205,8N$$

$$W = F \times h = 205,8N \times 0,8m = 164,64 J$$

$$P = \frac{W}{t} = \frac{164,64 J}{10s} = 16,46Watts = 0,022HP$$

$$Longitud\ de\ arco = 2\pi \times 0,03m = 0,1884m \quad (\text{Polea de 6cm de diámetro})$$

$$Rev = \frac{0,8m}{0,1884m} = 4,24rev \rightarrow 26,67rad$$

$$\omega = \frac{26,67rad}{10s} = 2,667rad/s$$

$$T = \frac{P}{\omega} = \frac{16,46Watts}{2,667rad/s} = 6,17N \cdot m$$

Con los cálculos realizados se escogió el motor para este caso.

Motor a pasos marca MOONS modelo “ML34HD1L4200”, para el eje y, tiene un torque de 7,2Nm y la corriente que utiliza es 2A. (Anexo 2)

Para estos motores se eligió un driver marca Winsinn modelo “HY-DIV268N-5A”. Este soporta hasta 5A y 48V (Anexo 4).

### 2.3.2 SISTEMA DE CONTROL

Para el prototipo desarrollado se empleó un control basado en la distancia recorrida por cada motor en el ejercicio a realizar. Se utilizó un Arduino Mega, que cuenta con un microcontrolador ATmega2560, que interactuará con dos drivers, uno para cada motor respectivamente, en estos se puede controlar la cantidad de pasos dados y el sentido de giro del motor.

Para generar el movimiento se necesita la distancia que exista entre la cadera y la rodilla, de esta manera se pueden realizar las rutinas de flexión y extensión de la rodilla y flexión de cadera. Esto se dará a elegir al médico, al igual que el número de repeticiones a realizar.

#### 2.3.2.1 Modelo matemático del sistema de elevación de la pierna

En la figura 25 se puede observar un esquema del sistema a partir del cual se obtuvo el modelo matemático.

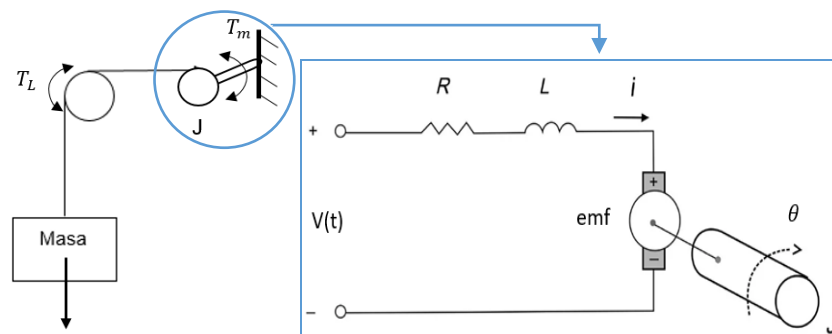


Figura 25. Esquema del modelo matemático

Se utilizaron las siguientes fórmulas:

$$V(t) = emf + RI(t) \quad [17]$$

$$emf = k\dot{\theta} \quad [18]$$

$$Tm = J_T\ddot{\theta} + T_L \quad [19]$$

$$Tm = kI(t) \quad [20]$$

Donde:

$V(t)$ : voltaje

$emf$  : voltaje inducido

$R$ : resistencia

$I(t)$ : corriente

$k$  : constante del motor

$T_m$  : torque del motor

$J_T$ : inercia del rotor

$\theta$ : desplazamiento angular

$r$ : radio de la polea.

Las siguientes variables son obtenidas del datasheet del motor usado marca MOONS modelo "ML34HD1L4200". (Anexo 2)

- $R=3,6$  Ohm
- $K=3,6$  Nm/A
- Inercia del rotor = 1570 gcm<sup>2</sup>
- $V=24$  V

De la parte mecánica:

- Peso=205 N
- Radio de la polea=3 cm

Empleando las fórmulas antes mencionadas se obtiene el modelo matemático.

$$kI(t) = J_T \ddot{\theta} + T_L$$

$$V(t) = k\dot{\theta} + R \left( \frac{J_T \ddot{\theta} + T_L}{k} \right)$$

$$V(t) = \frac{k}{r} \dot{y} + \frac{RJ_T}{kr} \ddot{y} + \frac{RT_L}{k}$$

Despejando  $\ddot{y}$  se obtiene:

$$\ddot{y} = \frac{\left( V(t) - \frac{k}{r} \dot{y} - \frac{RT_L}{k} \right)}{\frac{RJ_T}{kr}}$$

$$\ddot{y} = \frac{V(t)r}{J_T} - \frac{k}{J_T} - \frac{T_L r}{J_T}$$

Se reemplazan los valores de las constantes:

$$\ddot{y} = \frac{V(t)(0,03)}{0,01847} - \frac{3,6\dot{y}}{0,01847} - \frac{6,15(0,03)}{0,01847}$$

$$\ddot{y} = 1,62V(t) - 194,91\dot{y} - 9,99$$

Con base en el modelo matemático realizado, se creó la simulación en simulink. En la figura 26 se observa el diagrama de bloques del sistema, el cual consta de una entrada escalón y un controlador PID que controla la planta.

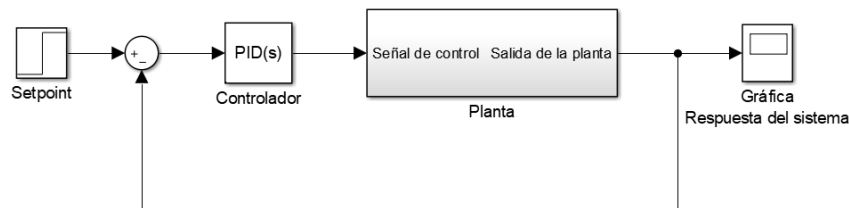


Figura 26. Diagrama de bloques del sistema

En la figura 27 se puede observar la planta representada por la ecuación diferencial obtenida en el modelo matemático

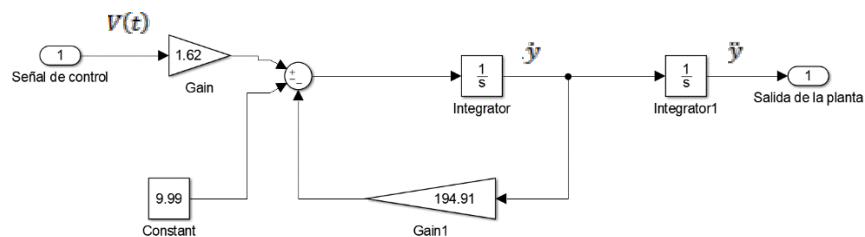


Figura 27. Diagrama de bloques del modelo matemático (planta)

En la figura 28 se observan los parámetros obtenidos del controlador de acuerdo al modelo realizado.

Controller parameters	
Source:	internal
Proportional (P):	225.525287201054
Integral (I):	0.744455494153884
Derivative (D):	0
Filter coefficient (N):	100

Figura 28. Valores utilizados en el controlador

En la figura 29 se observa la respuesta del sistema, obtenida en simulink con un setpoint de 0,5 m y se estabiliza a partir de los cinco segundos.

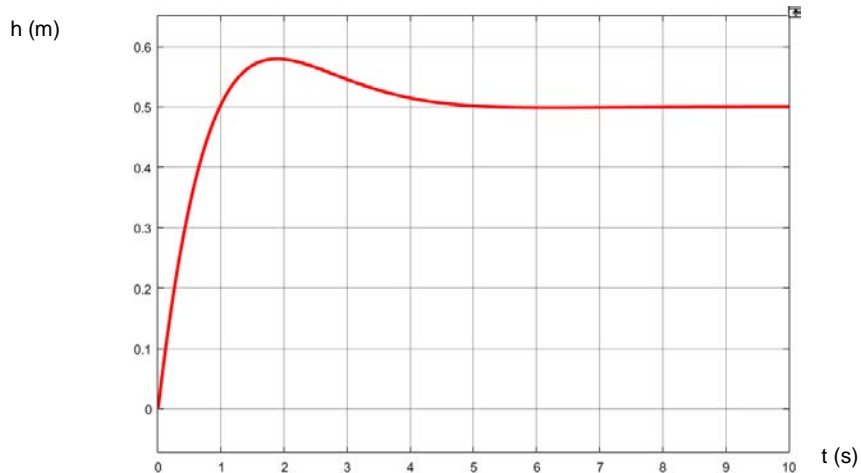


Figura 29. Gráfica de la respuesta del sistema en 0,5m

### 2.3.2.2 Descripción del prototipo

En la figura 30 se observa el circuito de conexiones del Arduino Mega con la pantalla táctil, el sensor de distancia y el fin de carrera para la posición inicial.

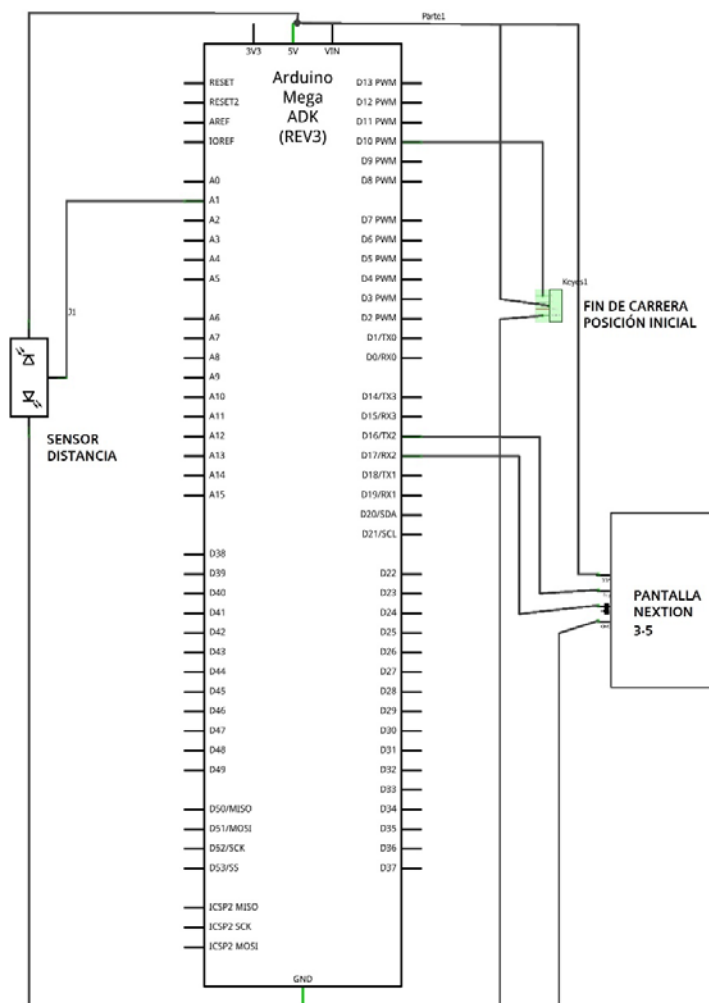
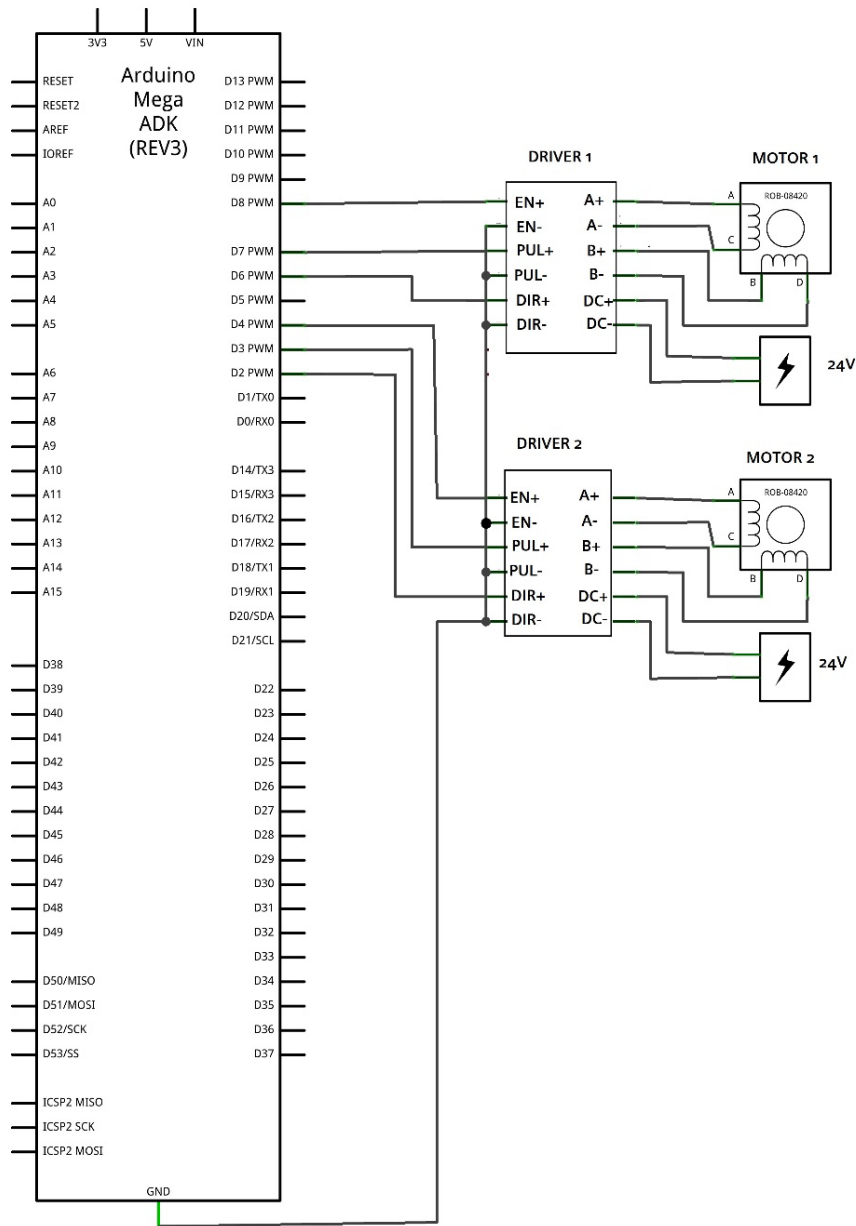


Figura 30. Conexión sensores e interfaz

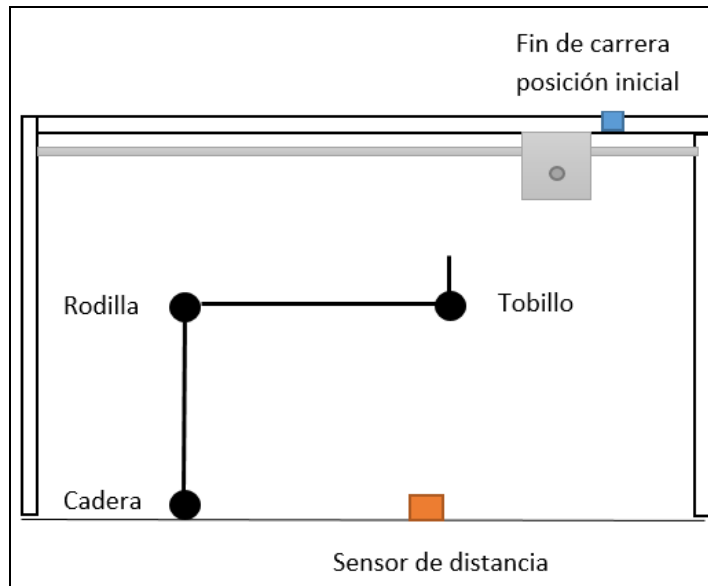


En la figura 31 se encuentran las conexiones de cada uno de los motores a su respectivo driver, están alimentados con una fuente de 24 voltios, y cada driver se halla conectado al Arduino Mega.



**Figura 31.** Conexión de los actuadores

En la figura 32 se indica la ubicación del fin de carrera el cual permite conocer si se ha llegado a la posición inicial, y también se observa el sensor de distancia que indica la altura a la cual se eleva la pierna.

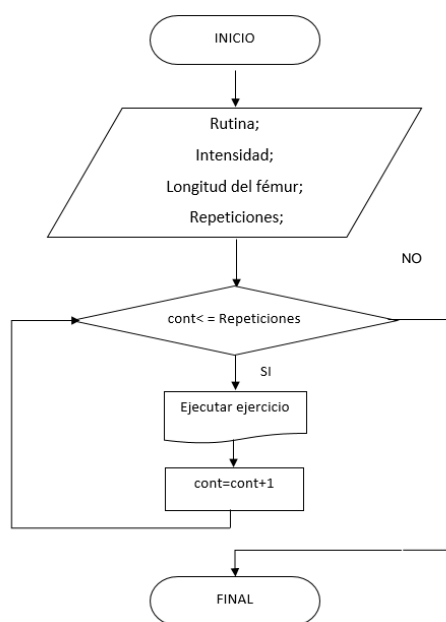


**Figura 32.** Esquema ubicación de sensor y fin de carrera

### 2.3.2.3 Interfaz de usuario

Se utilizó una pantalla táctil marca Nextion de 3,5" donde se muestran todas las opciones en una interfaz, esta pantalla se conecta con el Arduino Mega a través de comunicación serial para controlar todos los movimientos.

En la figura 33 mediante un diagrama de flujo se explica el funcionamiento de la interfaz, luego del inicio el médico debe ingresar el número de rutina, la intensidad del ejercicio, la longitud del fémur del paciente y el número de repeticiones a realizar.



**Figura 33.** Diagrama de flujo del funcionamiento

A continuación, se tienen las diferentes pantallas que se observan mientras se interactúa con la interfaz.

La pantalla que aparece al encender el sistema es la indicada en la figura 34, en la cual se pide al usuario ubicar la pierna de la persona correctamente.



**Figura 34.** Pantalla de inicio

En la figura 35 se observa la pantalla en la que se podrá elegir el número de rutina, la intensidad, el número de repeticiones y se ingresará la longitud de la cadera a la rodilla.



**Figura 35.** Menú de opciones

Después se irá contabilizando la cantidad de repeticiones realizadas como se indica en la figura 36, hasta que se completen las ingresadas por el usuario, finalmente se puede volver a comenzar y elegir una rutina nueva.

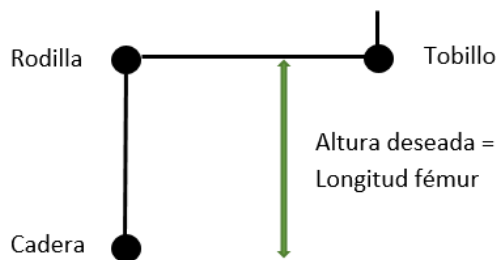


**Figura 36.** Pantalla de funcionamiento

Estas tres pantallas virtuales se diseñaron usando el software desarrollado por la misma marca de la pantalla “Nextion Editor”.

### 2.3.2.4 Descripción de las rutinas

Si se elige la rutina 1 se va a realizar el movimiento de las dos articulaciones, la flexión de la cadera y la flexo-extensión de la rodilla. La distancia a elevar la pierna corresponderá a la ingresada por el usuario, esto se encuentra descrito en la figura 37.

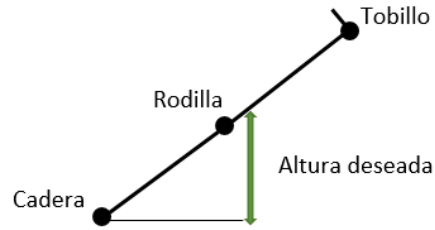


**Figura 37.** Esquema de la pierna para la rutina 1

Si se escoge la rutina 2 se va a realizar la flexión de la cadera, teniendo en cuenta que el sensor se encuentra a 50 cm del extremo de la cama y debe estar ubicado debajo de la rodilla de la persona, a partir de este punto se realizará la medición. La altura a la cual se pretende llegar se calcula de la siguiente manera:

$$h = x \left( \frac{50}{x + 50} \right)$$

Donde x es la longitud del fémur ingresada por el usuario, en la figura 38 está representada la altura deseada.



**Figura 38.** Esquema de la pierna para la rutina 2

Estas rutinas varían en intensidad según se elija alta o baja, esto indica si se requiere mover la pierna a la altura máxima o solo hasta la mitad de ella.

### **3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN**

Luego de completar el diseño, se procedió a la construcción del prototipo en base a los cálculos realizados, como se observa en la figura 39.

Se usó un inmovilizador de tobillo acoplado a un cable de acero para tener un manejo adecuado de la extremidad inferior por parte de la máquina.



**Figura 39.** Vista completa del prototipo

Al realizar las primeras pruebas del prototipo se observaron varios errores en la posición a la que llegaba cada motor, lo cual se fue corrigiendo en la programación hasta obtener la posición adecuada y posteriormente se instaló un sensor de distancia para determinar la altura a la que llegaba la pierna y de esta manera completar los ejercicios de una manera exacta.

Se instaló un sensor infrarrojo para saber si el mecanismo llegó a la posición inicial requerida. Todos los elementos, el microcontrolador, los drivers de los motores, la fuente de voltaje, fueron ubicados dentro de una caja sobre la estructura, en la cual se tiene acceso a la pantalla, la cual se observa en la figura 40.



**Figura 40.** Panel de control



Los motores fueron instalados como se mostró en el esquema del prototipo, el primero acoplado a una polea y a un cable de acero para realizar el movimiento vertical y el segundo para que realice el movimiento de traslación lineal mediante el tornillo sin fin. Antes de comenzar los ejercicios se optó por mover el primer motor manualmente mediante botones en la pantalla de control para tensionar el cable atado a la pierna y de esta manera completar las rutinas.

### 3.2 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

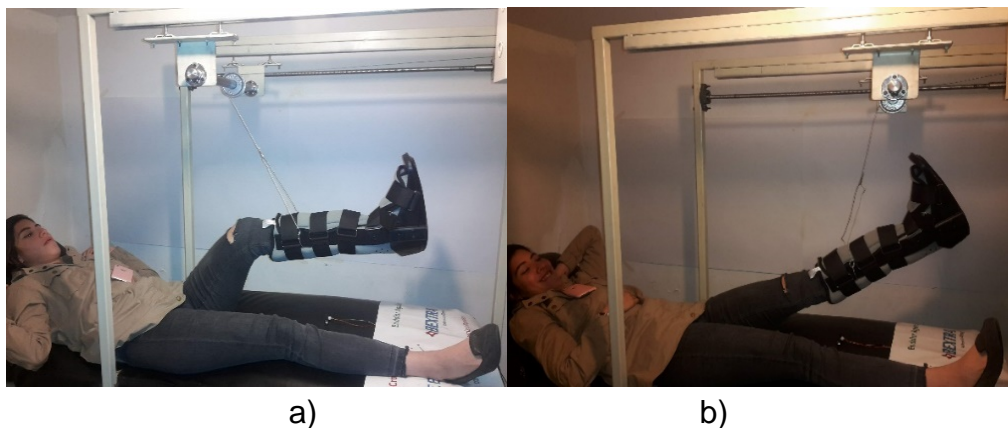
A continuación, se muestran los datos obtenidos de las pruebas realizadas con tres personas diferentes. Para cada persona se identifica la estatura, el peso y la longitud del fémur.

En la tabla 2 se presenta los datos obtenidos con la persona 1.

**Tabla 2.** Datos de persona 1

<b>Estatura</b>	161 cm			
<b>Peso</b>	53 kg			
<b>Longitud fémur</b>	38 cm			
<b>Tiempo Rutina 1</b>	<b>Intensidad Alta</b>		<b>Intensidad Baja</b>	
	13,45 s		9,06 s	
	<b>Subida</b>	<b>Bajada</b>	<b>Subida</b>	<b>Bajada</b>
	5,95 s	5,92 s	3,63 s	3,57 s
<b>Tiempo Rutina 2</b>	<b>Intensidad Alta</b>		<b>Intensidad Baja</b>	
	8,96 s		6,60 s	
	<b>Subida</b>	<b>Bajada</b>	<b>Subida</b>	<b>Bajada</b>
	3,53 s	3,38 s	2,60 s	2,57 s

En la figura 41 se pueden ver dos fotografías en las que se presentan las dos rutinas siendo ejecutadas en la persona 1.



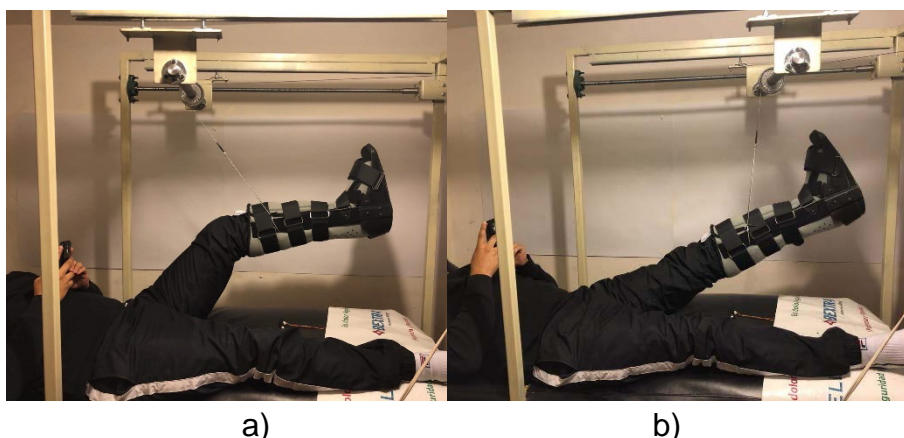
**Figura 41.** a) Rutina 1, b) Rutina 2; con la persona 1

En la tabla 3 se presenta los datos obtenidos con la persona 2.

**Tabla 3.** Datos de persona 2

<b>Estatura</b>	167 cm			
<b>Peso</b>	75 kg			
<b>Longitud Fémur</b>	39 cm			
<b>Tiempo Rutina 1</b>	<b>Intensidad Alta</b>		<b>Intensidad Baja</b>	
	14,45 s		9,97 s	
	<b>Subida</b>	<b>Bajada</b>	<b>Subida</b>	<b>Bajada</b>
	6,51 s	6,48 s	4,09 s	3,91 s
<b>Tiempo Rutina 2</b>	<b>Intensidad Alta</b>		<b>Intensidad Baja</b>	
	9,16 s		7,37 s	
	<b>Subida</b>	<b>Bajada</b>	<b>Subida</b>	<b>Bajada</b>
	4,01 s	3,92 s	2,80 s	2,66 s

En la figura 42 se pueden ver dos fotografías en las que se presentan las dos rutinas siendo ejecutadas en la persona 2.



a) Rutina 1, b) Rutina 2; con la persona 2

En la tabla 4 se presenta los datos obtenidos con la persona 3.

**Tabla 4.** Datos de persona 3

<b>Estatura</b>	172 cm			
<b>Peso</b>	75 kg			
<b>Longitud del fémur</b>	42cm			
<b>Tiempo Rutina 1</b>	<b>Intensidad Alta</b>		<b>Intensidad Baja</b>	
	16,07 s		10,16 s	
	<b>Subida</b>	<b>Bajada</b>	<b>Subida</b>	<b>Bajada</b>
	7,05 s	6,96 s	4,16 s	4,11 s
<b>Tiempo Rutina 2</b>	<b>Intensidad Alta</b>		<b>Intensidad Baja</b>	
	10,02 s		7,8 s	
	<b>Subida</b>	<b>Bajada</b>	<b>Subida</b>	<b>Bajada</b>
	4,20 s	4,14 s	2,91 s	2,73 s

En la figura 43 se pueden ver dos fotografías en las que se presentan las dos rutinas siendo ejecutadas en la persona 3.



a) Rutina 1, b) Rutina 2; con la persona 3

Luego de las pruebas realizadas con las tres personas se ejecutaron los movimientos llegando a la altura planteada, se completó la flexión de cadera y la flexo-extensión de la rodilla, dentro de su rango articular, el tiempo que toma para realizar una repetición de cada rutina con su respectiva intensidad, está descrito en las tablas 2, 3 y 4 para cada una de las personas

En la tabla 5 se presentan cinco mediciones tomadas, su promedio y el porcentaje de error de la distancia a la que se llegó en una persona de 75kg con 167cm de estatura en la rutina 1.

**Tabla 5.** Pruebas para rutina 1

Intensidad	Altura óptima (cm)	Medición 1 (cm)	Medición 2 (cm)	Medición 3 (cm)	Medición 4 (cm)	Medición 5 (cm)	Promedio (cm)	% error
Alta	37	38,26	37,71	37,89	37,52	38,15	37,90	2,44%
Baja	27	27,10	27,20	27,36	27,44	28,07	27,43	1,61%

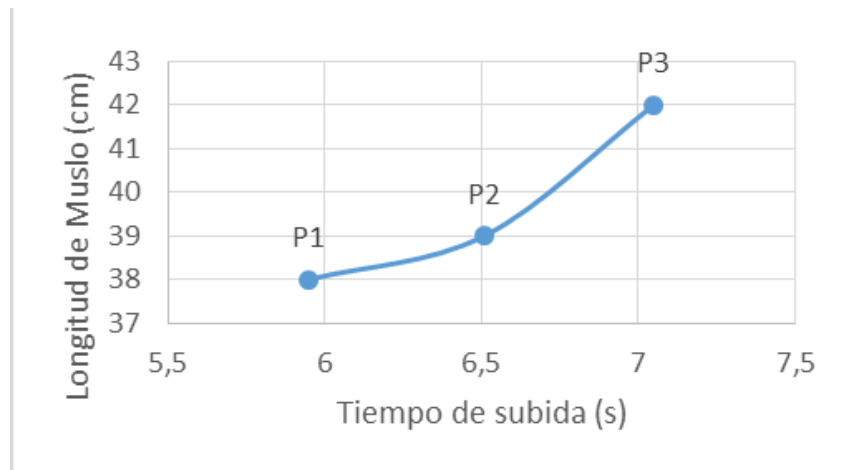
En la tabla 6 se presentan cinco mediciones tomadas, su promedio y el porcentaje de error de la distancia a la que se llegó en una persona de 75kg con 167cm de estatura en la rutina 2.

**Tabla 6.** Pruebas para rutina 2

Intensidad	Altura óptima (cm)	Medición 1 (cm)	Medición 2 (cm)	Medición 3 (cm)	Medición 4 (cm)	Medición 5 (cm)	Promedio (cm)	% error
Alta	22	21,92	22,28	21,94	22,43	22,15	22,14	0,65%
Baja	11	11,35	11,27	11,07	10,98	10,91	11,12	1,05%

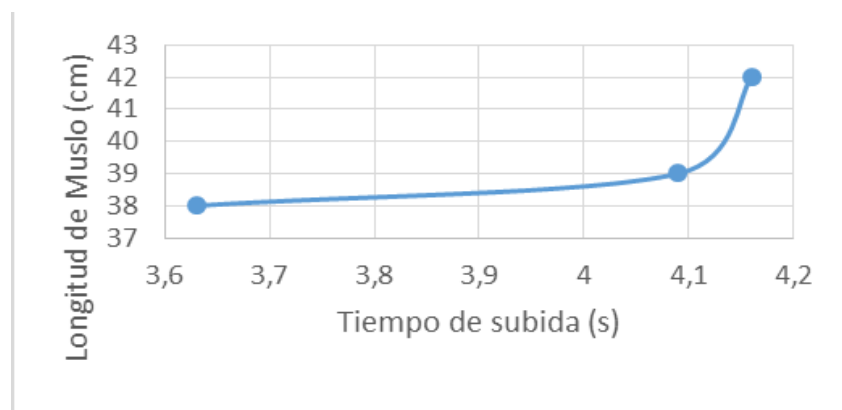
### 3.2.1 ANÁLISIS DE RESULTADOS

En la figura 44 se puede observar la variación de tiempo que existe al momento de realizar el ejercicio con tres personas de diferentes estaturas y pesos, los valores van desde 5,95 s a 7,05 s en intensidad alta



**Figura 44.** Tiempo para la rutina 1 con alta intensidad

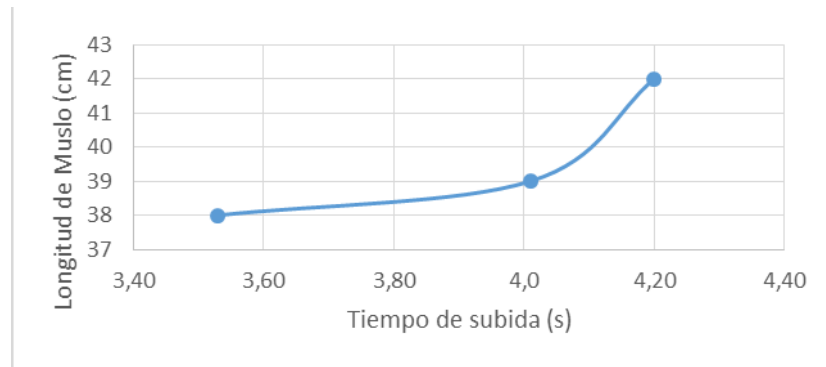
Así mismo en la figura 45 los tiempos obtenidos varían desde 3,63 s a 4,16 s en intensidad baja.



**Figura 45.** Tiempo para la rutina 1 con baja intensidad

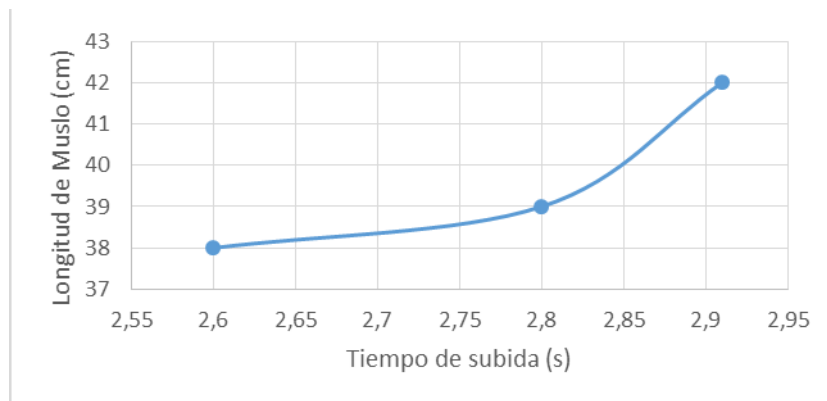
En la figura 45 los tiempos son menores que en la figura 44 debido a que en la rutina con baja intensidad, se disminuye la altura a la cual se pretende llegar, por ejemplo en la persona 1 en alta intensidad el tiempo es de 5,95 s mientras que en baja intensidad es de 3,93 s.

Al igual que en el análisis anterior se observa que en la figura 46 los tiempos de cada ejercicio varían dependiendo de la estatura y peso de la persona, en este caso para la rutina 2 los tiempos que se obtienen son de 3,53 s a 4,20 s para la alta intensidad



**Figura 46.** Tiempo para la rutina 2 con alta intensidad

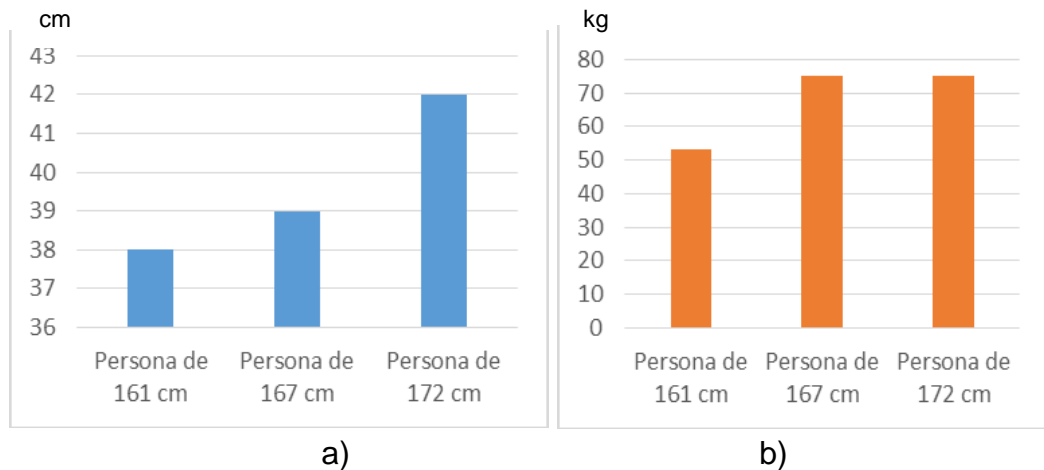
Y en la figura 47 los tiempos que se obtienen son de 2,60 s a 2,91s para la baja intensidad.



**Figura 47.** Tiempo para la rutina 2 con baja intensidad

Pero se puede notar que los tiempos de la rutina 2 son menores comparados a la rutina 1, esto se debe a que la rutina 1 comprende el movimiento de dos articulaciones (cadera y rodilla) mientras que la rutina 2 solo mueve una (cadera).

En la figura 48 se encuentra descrita la relación que existe entre la estatura de las tres personas analizadas, con su peso y la longitud del fémur; lo cual como ya se analizó en los gráficos anteriores influye en el desarrollo de cada uno de los ejercicios. En el caso de las personas de 167 cm y 172 cm a pesar de tener el mismo peso, los tiempos de ejecución de las rutinas son diferentes debido a la longitud del fémur; como se muestra en la figura 44 los tiempos que se obtienen son 6,51 s y 7,05 s para cada persona respectivamente.



**Figura 48.** Relación entre estatura con longitud del fémur a) (cm) y peso b) (kg).

La altura a la cual debe elevar el sistema mecatrónico corresponde con las indicaciones del fisioterapeuta consultado para este proyecto.

De los resultados presentados en la tabla 5 se observa que las medidas que se obtuvieron en alta intensidad van desde 37,52 cm hasta 38,26 cm y en baja intensidad desde 27,10 cm hasta 28,07 cm. Se identifican dos errores porcentuales los cuales son 2,44% y 1,61% que corresponden a alta y baja intensidad respectivamente.

En la tabla 6 se observa que las medidas que se obtuvieron en alta intensidad van desde 21,92 cm hasta 22,43 cm y en baja intensidad desde 10,91 cm hasta 11,35 cm. Se identifican dos errores porcentuales los cuales son 0,65% y 1,05% que corresponden a alta y baja intensidad respectivamente.

Se puede concluir que el error promedio del sistema para la rutina 1 es del 2,03% mientras que para la rutina 2 es del 0,85%; en general el sistema tiene un porcentaje de error del 1,44%

Los porcentajes de error reflejados en distancias para la rutina 1 y en alta intensidad corresponde a 0,9 cm; mientras que para baja intensidad a 0,4 cm. De igual manera para la rutina 2 en alta intensidad corresponde a 0,14 cm y en baja intensidad es 0,12 cm.

En total el error promedio en distancia es 0,39 cm.

Lo cual corresponde con las exigencias y requerimientos planteados al inicio del trabajo, que fue del 5%.

## **4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**



## **Conclusiones**

- De acuerdo a los ejercicios realizados para la rehabilitación de pacientes con paraplejia, se determinó que los movimientos requeridos son la flexo-extensión de la rodilla y la flexión de cadera, los cuales se establecieron como rutina 1 y rutina 2 respectivamente.
- Se diseñó una estructura que permite ejecutar los movimientos planteados para un peso de 100kg, este representa un factor de seguridad de 1,5 respecto al peso promedio de un adulto.
- El sistema HMI se diseñó de manera que el médico pueda realizar el manejo del prototipo, pues en esta interfaz se puede ingresar el número de repeticiones a realizar, la longitud del fémur, y elegir la rutina e intensidad.
- Mediante las pruebas realizadas con tres personas de diferentes pesos y estaturas se determinó que el prototipo está en condiciones de realizar los movimientos requeridos para la ayuda en la rehabilitación de las extremidades inferiores en un paciente con paraplejia.
- En los resultados de las pruebas realizadas al medir la distancia a la que se pretendía llegar, se observó cómo reaccionó el dispositivo teniendo un error promedio de 2,03% en la rutina 1; 0,85% en la rutina 2 y 1,44% en el promedio general.

## **Recomendaciones**

- Como un complemento al sistema se podría adicionar una cámara térmica para observar el trabajo realizado.
- Se puede colocar electrodos en el paciente para realizar una electromiografía, y así monitorear la respuesta de los músculos involucrados.
- Se puede adecuar una interfaz inalámbrica para que el paciente pueda operar el dispositivo por sí mismo.
- Se puede implementar el uso de visión artificial para verificar el movimiento de la pierna

## BIBLIOGRAFÍA

- Afilal, L., Moughamir, S., & Manamanni, N. (2014). Méthodologie de conception de machines d'entraînement d'évaluation et de rééducation musculaire. *CReSTIC, Université de Reims*.
- Bouri, M., Abdi, E., Bleurer, H., Reynard, F., & Deriaz, O. (2014). Lower Limbs Robotic Rehabilitation Case Study with Clinical Trials. *New Trends in Medical and Service Robots*.
- CONADIS. (2017). *Agenda Nacional para la Igualdad de Discapacidades*. Quito: CONADIS.
- Costa, B., & Velasquez, R. (2015). Programa rehabilitacion fisico muscular en paraplégicos espásticos de lesion lumbar. *UCEBOL*, 33-41.
- DIPAC. (2016). *DIPAC*. Obtenido de <http://www.dipacmanta.com/tubos/tubos-estructurales/tubo-estructural-cuadrado-galvanizado>
- *Estadísticas CONADIS*. (2 de Marzo de 2018). Obtenido de <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadistica/index.html>
- Gómez, M., Marina, D., Lobato, A., & Herrera, M. (2018). Fisioterapia Básica del Aparato Locomotor.
- Guo, B., Han, J., Li, X., Fang, T., & You, A. (2015). Research and Design of a New Horizontal Lower Limb Rehabilitation Training Robot. *International Journal of Advanced Robotic Systems*.
- Guzmán, C., Andrés, O., Oliver, M., & Carrera, J. (2013). Análisis cinemático de un robot terapéutico para la rehabilitación de miembros inferiores.
- Ingemecanica. (2018). *Tornillos de potencia*. Obtenido de <http://ingemecanica.com/tutorialsemanal/tutorialn131.html>
- Kapandji, A. (2010). *Fisiología Articular*. Madrid: Médica Panamericana.
- Mott, R. (2017). *Diseño de elementos de máquinas*. México: Pearson.
- Nextion. (2018). *Nextion*. Obtenido de <https://nextion.itead.cc/resources/documents/instruction-set/>
- Seddiki, L., Guelton, K., & Zaytoon, J. (2016). Concept and Takagi–Sugeno descriptor tracking controller design of a closed muscular chain lower-limb rehabilitation device.

- Sepúlveda, N. (28 de Octubre de 2015). Bases y fundamento de la terapia manual ortopédica.
- Telégrafo, E. (25 de Octubre de 2017). La estatura de los ecuatorianos se incrementó en cuatro décadas. *El telégrafo*.
- Vonasek, V., Saska, M., & Preucil, L. (2013). Motion Planning for a Cable Driven Parallel Multiple Manipulator Emulating a Swarm of MAVs. *Proceedings of the 9th International Workshop on Robot Motion and Control*.
- Wang, W., Hou, Z., Tong, L., & Zhang, F. (2014). A novel leg orthosis for lower limb rehabilitation robots of the sitting/lying type. *Reconfigurable Mechanisms and Robots, 2009. ReMAR 2009. ASME/IFTOMM International Conference on*, Elsevier.
- Wu, J., Gao, J., Song, R., Li, R., Li, Y., & Jiang, L. (2015). The design and control of a 3DOF lower limb rehabilitation robot. *Elsevier*.
- Yalcin, B., Adkogan, E., & Tufekci, C. (2015). Variable Impedance Control of a Rehabilitation Robot for Modelling Physiotherapist's Motions.

## **5. ANEXOS**

# ANEXO 1

## CERTIFICACIÓN MÉDICA

### CERTIFICACION MÉDICA:

#### EJERCICIOS PASIVOS DE FLEXIÓN DE CADERA Y FLEXIÓN-EXTENSIÓN DE RODILLA EN UN DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN PARA PACIENTES PARAPLÉJICOS

##### Objetivos generales de la rehabilitación

Evitar complicaciones en diferentes sistemas por el decúbito prolongado, mediante actividades terapéuticas, para favorecer el proceso de rehabilitación funcional en pacientes con trauma raquímedular completo.

Potenciar la capacidad funcional del paciente con trauma raquímedular incompleto mediante actividades terapéuticas que faciliten lograr independencia y funcionalidad (física, emocional y social).

Lograr incorporación social y familiar del paciente.

Mejorar la autoestima y favorecer un estado de ánimo constructivo.

##### Rehabilitación mediante movilizaciones pasivas

La técnica de rehabilitación pasiva en una persona parapléjica se basa en la movilización de una articulación a cualquier amplitud dentro de su rango de movimiento, en este caso la flexo-extensión de la rodilla y flexión de la cadera, estos movimientos pasivos suelen ser de mayor amplitud que los activos.

Es necesario, previo a la realización de cualquier tipo de ejercicio que la persona parapléjica reciba la valoración de un médico especialista ya sea en el área de Traumatología o Fisioterapia.



Dr. Leonardo Cartuche F  
TRAUMATOLOGO ORTOPEDISTA  
MSP: L.271 - F.43 - N°21  
SENERSCVT: 1998 - 11 - 121817

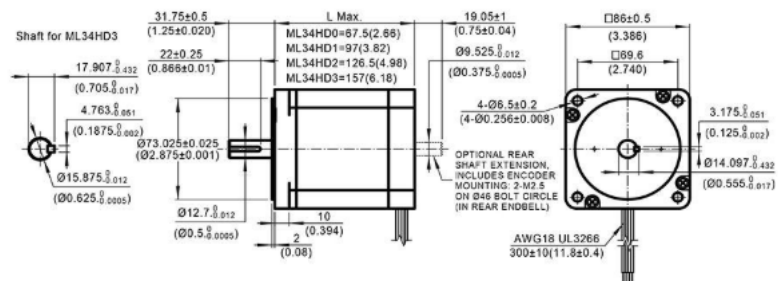
Dr. Leonardo Cartuche Flores

**TRAUMATÓLOGO**

## ANEXO 2

### .ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE ACTUADOR 1

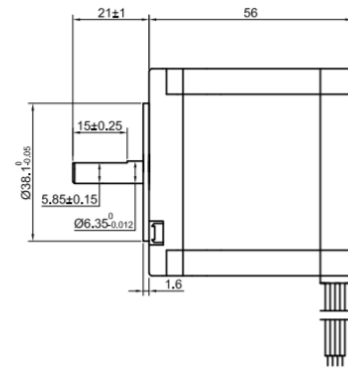
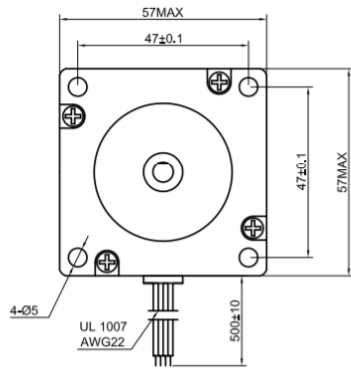
Parameter	Unit	Value
Phase		2
Step Angle		1.8°
Shaft		Single
Frame Size		NEMA34(86mm)
Length	mm	97
Rated Current	A	2
Holding Torque	Nm	7.2
Holding Torque	oz-in	1019.66
Resistance	Ohms $\pm 10\%$ @20°C	3.6
Inductance	mH Typ.	50
Coil Type		Bi-Polar
Detent Torque	mNm	150
Rotor Inertia	gcm <sup>2</sup>	1570
Front Shaft Length	mm	31.75
Front Shaft Diameter	mm	12.7
Terminal Number		4
Connect		Leads
Insulation Class		B(130°C)
Approvals		UL,RoHS
IP Rating		IP40
Weight	kg	2.7



## ANEXO 3

### .ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE ACTUADOR 2

SPECIFICATION	CONNECTION	BIPOLAR
AMPS/PHASE		2.80
RESISTANCE/PHASE(Ohms)@25°C		0.90±10%
INDUCTANCE/PHASE(mH)@1KHz		2.50±20%
HOLDING TORQUE(Nm)[lb-in]		1.26[11.15]
STEP ANGLE(°)		1.80
STEP ACCURACY(NON-ACCUM)		±5.00%
ROTOR INERTIA(g-cm <sup>2</sup> )		300.00
WEIGHT(Kg)[lb]		0.70[1.54]



## ANEXO 4

### ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DRIVER

<b>Features:</b>
- High performance, cost-effective.
- Automatic idle-current reduction.
- Supply voltage up to 50V DC
- Output current up to 5.0A.
- Suitable for 2-phase and 4-phase motors.
- High speed optoelectronic isolation signal input.
- Single-chip PWM bipolar sinusoidal chopper ensures low vibration and high efficiency.
- 1, 2, 4 (New Mode), 8, 16 adjustable microstep control, motors run more precisely and smoothly.
- Equipped with the 3rd generation of breakout board, display panel and control pad to control the motor manually.
- Overload, overcurrent, overheat, overvoltage and undervoltage protection to avoid damaging your computer and devices.
- Cooling Aluminium Box Design for Cooling, and protect the driver board from being damaged by dirt, dust or other liquids.

