

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

Facultad de Ciencias e Ingeniería



PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

**Diseño preliminar de un dispositivo que complemente al simulador
de marcha de la PUCP para reproducir los movimientos del
miembro inferior del ser humano**

**Tesis para optar el Título de Ingeniero Mecatrónico,
que presenta el bachiller:**

KEVIN MANUEL FLORES ASENCIOS

ASESOR: Dante Ángel Elías Giordano

Lima, Julio del 2015



© 2015, Kevin Manuel Flores Asencios

Se autoriza la reproducción total o parcial,
Con fines académicos a través de cualquier
Medio o procedimiento, incluyendo la cita
Bibliográfica del documento.

RESUMEN

El presente trabajo presenta el diseño preliminar de un dispositivo que complemente al simulador de marcha de la PUCP para reproducir los movimientos de los miembros inferiores del ser humano para personas con problemas en la marcha.

En la etapa inicial se contempló un breve estudio de la biomecánica, dinámica del movimiento y ergonomía de la persona humana, tomando mayor importancia en las dimensiones, velocidad, aceleraciones y fuerzas promedio de una persona entre los 6 y 12 años durante la marcha.

Así también se definió la geometría y componentes del dispositivo, con lo cual se desarrolló la cinemática y cinética del miembro inferior y de cada elemento del dispositivo mediante la dinámica de cuerpos rígidos aplicando el método newtoniano, definiendo los datos de entrada y de salida.

Luego se procedió a desarrollar un algoritmo para resolver los arreglos realizados en el análisis cinético del miembro inferior y del dispositivo, con lo cual se obtuvieron las cargas y momentos en el dispositivo necesarios para la elección de los actuadores rotativos.

Se validó la geometría de cada elemento del dispositivo con el análisis de deformaciones mediante el método de elementos finitos, con ello se obtuvieron los planos de despiece y ensamble de los elementos del dispositivo.

Por último, se elaboró el diseño preliminar del sistema de control del dispositivo, el cual consiste en el método Master-Slave e incluye en la lógica de control, un lazo externo, el cual realiza un control de seguimiento de posición, un lazo interno, el cual realiza un control de corriente (torque) y una retroalimentación mediante el sensor de posición/velocidad (encoder) de cada actuador rotativo.

El resultado del presente trabajo es el diseño de un exoesqueleto de 2 GDL para los miembros inferiores, el cual se acopla a la plataforma del simulador de marcha desarrollado en la Pontificia Universidad Católica del Perú. Asimismo, ayuda en la rehabilitación física de personas entre los 6 a 12 años con dificultades en la marcha para lo cual puede variar de altura entre los 55 a 75 cm según sea las características físicas de la persona a rehabilitar. Además, se espera que contribuya en el estudio de dispositivos robóticos en la rehabilitación física en nuestro país.

El costo estimado, que incluye costos directos e indirectos del dispositivo, es de S/. 71,940.00 el cual incluye costos de diseño, fabricación y ensamble.

FACULTAD DE
 CIENCIAS E
 INGENIERÍA

 PONTIFICIA
 UNIVERSIDAD
 CATÓLICA
 DEL PERÚ

TRABAJO DE FIN DE CARRERA PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO MECATRÓNICO

Título : DISEÑO PRELIMINAR DE UN DISPOSITIVO QUE COMPLEMENTE AL SIMULADOR DE MARCHA DE LA PUCP PARA REPRODUCIR LOS MOVIMIENTOS DEL MIEMBRO INFERIOR DEL SER HUMANO.

Asesor : Dante Ángel Elías Giordano

Alumno : Kevin Manuel Flores Asencios

Código : 20100867

Tema N° : 88

Fecha : 11 de Junio del 2015

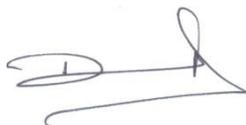


Descripción y Objetivos

En nuestro país los dispositivos robóticos de rehabilitación física se encuentran ausentes en los diversos institutos de rehabilitación. Por esta razón, en la Pontificia Universidad Católica del Perú se ha realizado un esfuerzo por mejorar esta situación, con el proyecto simulador de marcha para asistir la rehabilitación de personas con problemas de locomoción en sus miembros inferiores (personas con discapacidad para caminar). En la primera fase de desarrollo del simulador de marcha se ha diseñado y fabricado, en lo que se refiere al sistema mecánico, un mecanismo que permite simular la trayectoria y orientación del movimiento del pie durante una marcha normal. Sin embargo la marcha normal de una persona también involucra otros movimientos como por ejemplo: movimiento del centro de gravedad del cuerpo, movimiento de las partes que constituyen la pierna de la persona, entre otros movimientos. Por consiguiente en el simulador de marcha estos movimientos corporales aún no son garantizados por el prototipo desarrollado. Por lo que se requiere acondicionar, al simulador de marcha desarrollado, un dispositivo que interactúe con el cuerpo del paciente, y que garantice, durante el funcionamiento del simulador de marcha, los movimientos (rotaciones y desplazamientos) de los miembros que conforman la pierna de una persona.

Por lo tanto se propone desarrollar el diseño preliminar de un dispositivo que interactúe con el cuerpo del paciente, para simular los movimientos (rotaciones y desplazamientos) de los miembros que conforman la pierna de una persona durante el tratamiento de la rehabilitación de la marcha normal, y que a su vez se pueda integrar al simulador de marcha desarrollado en la Pontificia Universidad Católica del Perú. Dado el grado de complejidad del dispositivo requerido, el trabajo se centrará en definir un diseño mecánico considerando las condiciones dinámicas de la marcha durante la fase de balanceo de la pierna, incluyendo los materiales y componentes principales para el dispositivo. Asimismo se elaborará una propuesta del sistema de control e instrumentación del mismo.

MAXIMO: 100 páginas







*Dedico este logro a mis padres,
JULIA y MANUEL, que gracias a su
sacrificio y apoyo incondicional me
motivan a seguir adelante y
superarme cada día más.*

AGRADECIMIENTOS

Expreso mi más sincero agradecimiento:

- A mis padres Julia y Manuel por sus consejos y apoyo absoluto en el desarrollo del presente trabajo.
- A mi asesor, el profesor Ph.D. Dante Elías Giordano, por su motivación, asesoramiento y constante guía en el desarrollo del presente trabajo.



INDICE DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN.....	i
APROBACIÓN DE TEMARIO DE TESIS	ii
DEDICATORIA	iii
AGRADECIMIENTOS	iv
INDICE DE TABLAS	vii
LISTA DE SÍMBOLOS.....	viii
INTRODUCCIÓN	1
I. ESTADO DEL ARTE.....	4
1.1 Descripción del ciclo natural de la marcha humana	4
1.2 Tipos de terapia de rehabilitación física	10
1.3 Antropometría.....	12
1.4 Estado de la tecnología	15
1.5 Estado de la técnica.....	18
II. DISEÑO CONCEPTUAL	20
2.1 Requerimientos del dispositivo.....	20
2.1.1 Requerimientos del cliente.....	21
2.1.2 Requerimientos del estado del arte	22
2.2 Alternativas de solución.....	23
2.3 Evaluación técnico-económico de las alternativas	29
2.4 Propuesta de diseño conceptual a desarrollar	32
III. CINEMÁTICA Y CINÉTICA DEL DISPOSITIVO	35
3.1 Cinemática y cinética a desarrollar	35
3.2 Cuerpo humano durante la marcha	37
3.3 Cuerpo humano durante la rehabilitación	43
3.4 Exoesqueleto (dispositivo) durante la rehabilitación.....	48
3.5 Resultados de análisis cinético del dispositivo	54
IV. DISEÑO MECÁNICO.....	58
4.1 Diseño mecánico del dispositivo	58
4.1.1 Subsistema Tronco.....	59

4.1.2 Subsistema Muslo	59
4.1.3 Subsistema Canilla-Pantorrilla.....	60
4.1.4 Subsistema Pie	60
4.2 Análisis de deformaciones	61
4.3 Planos del diseño mecánico	68
V. SISTEMA DE CONTROL	70
5.1 Esquema general del sistema de control	70
5.2 Componentes electrónicos para el sistema de control	71
5.2.1 Maxon DC Motor RE Ø50 mm con Reductor Planetario GP Ø62mm.....	71
5.2.2 Encoder HEDL 5540.....	72
5.2.3 EPOS2 P 24/5 (Programable)	74
5.2.4 EPOS2 50/5.....	75
5.2.5 Fuente de alimentación DC UNI-T / UTP 3315TFL.....	76
5.3 Lógica de control	77
VI. ESTIMACIÓN DEL COSTO	82
OBSERVACIONES.....	85
CONCLUSIONES	86
BIBLIOGRAFIA	87
ANEXOS	

INDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 2.1: Resumen de los requerimientos del dispositivo.....	23
Tabla 2.2: Matriz morfológica de alternativas de solución para los subsistemas (Solución 1: Rojo, Solución 2: Azul).....	25
Tabla 2.3: Evaluación técnica de la alternativa de solución 1	30
Tabla 2.4: Evaluación técnica de la alternativa de solución 2	30
Tabla 2.5: Evaluación económica de la alternativas de solución 1	30
Tabla 2.6: Evaluación económica de la alternativas de solución 2.....	31
Tabla 2.7: Puntajes obtenidos en los aspectos técnicos y económicos	31
Tabla 2.8: Distancia de las alternativas de solución a la línea ideal	32
Tabla 2.9: Dimensionamiento y pesos básicos de la propuesta a desarrollar	33
Tabla 3.1: Valores máximos	54
Tabla 4.1: Listado de planos de despiece.....	68
Tabla 4.2: Listado de planos de ensamble	69
Tabla 6.1: Costo del sistema de control	82
Tabla 6.2: Costo del diseño mecánico: Material.....	82
Tabla 6.3: Costo del diseño mecánico: Fabricación.....	82
Tabla 6.4 Estimación del costo del dispositivo.....	83

LISTA DE SÍMBOLOS

a	: Longitud del pie [m]
b	: Longitud de la canilla-pantorrilla [m]
c	: Longitud del muslo [m]
\emptyset_{pie}	: Ángulo entre la horizontal y el pie del individuo [°]
\emptyset_{cp}	: Ángulo entre la horizontal y la canilla-pantorrilla del individuo [°]
\emptyset_m	: Ángulo entre el muslo y la canilla-pantorrilla [°]
m_{pie}	: Masa del pie [kg]
m_{cp}	: Masa de la canilla-pantorrilla [kg]
m_m	: Masa del muslo [kg]
I_{pie}	: Inercia del pie [kg/m ²]
I_{cp}	: Inercia de la canilla-pantorrilla [kg/m ²]
I_m	: Inercia del muslo [kg/m ²]
W_{pie}	: Peso del pie [N]
W_{cp}	: Peso de la canilla-pantorrilla [N]
W_m	: Peso del muslo [N]
F_{tx}	: Fuerza de reacción en la articulación del tobillo en el eje X [N]
F_{ty}	: Fuerza de reacción en la articulación del tobillo en el eje Y [N]
F_{rx}	: Fuerza de reacción en la articulación de la rodilla en el eje X [N]
F_{ry}	: Fuerza de reacción en la articulación de la rodilla en el eje Y [N]
F_{cx}	: Fuerza de reacción en la articulación de la cadera en el eje X [N]
F_{cy}	: Fuerza de reacción en la articulación de la cadera en el eje Y [N]
F_{px}	: Fuerza de reacción del piso en el eje X [N]
F_{py}	: Fuerza de reacción del piso en el eje Y [N]
M_t	: Momento en la articulación del tobillo [N.m]
M_r	: Momento en la articulación de la rodilla [N.m]
M_c	: Momento en la articulación de la cadera [N.m]
a_{pie_x}	: Aceleración lineal del pie en el eje X [m/s ²]
a_{pie_y}	: Aceleración lineal del pie en el eje Y [m/s ²]
α_{pie}	: Aceleración angular del pie [rad/s ²]
a_{cp_x}	: Aceleración lineal de la canilla-pantorrilla en el eje X [m/s ²]
a_{cp_y}	: Aceleración lineal de la canilla-pantorrilla en el eje Y [m/s ²]
α_{cp}	: Aceleración angular de la canilla-pantorrilla [rad/s ²]
a_{m_x}	: Aceleración lineal del muslo en el eje X [m/s ²]
a_{m_y}	: Aceleración lineal del muslo en el eje Y [m/s ²]
α_m	: Aceleración angular del muslo [rad/s ²]
F_{htx}	: Fuerza de reacción en la articulación del tobillo en el eje X en la rehabilitación [N]
F_{hty}	: Fuerza de reacción en la articulación del tobillo en el eje Y en la rehabilitación [N]
F_{hrx}	: Fuerza de reacción en la articulación de la rodilla en el eje X en la rehabilitación [N]
F_{hry}	: Fuerza de reacción en la articulación de la rodilla en el eje Y en la rehabilitación [N]
F_{hcx}	: Fuerza de reacción en la articulación de la cadera en el eje X en la rehabilitación [N]

- F_{hcy} : Fuerza de reacción en la articulación de la cadera en el eje Y en la rehabilitación [N]
- F_3 : Fuerza de reacción entre el pie y el dispositivo [N]
- F_2 : Fuerza de sujeción entre la canilla-pantorrilla y el dispositivo [N]
- F_1 : Fuerza de sujeción entre el muslo y el dispositivo [N]
- m_{exopie} : Masa del subsistema Pie [kg]
- m_{exocp} : Masa del subsistema Canilla-Pantorrilla [kg]
- m_{exom} : Masa del subsistema Muslo [kg]
- W_{exopie} : Peso del subsistema Pie [N]
- W_{exocp} : Peso del subsistema Canilla-Pantorrilla [N]
- W_{exom} : Peso del subsistema Muslo [N]
- F_{etx} : Fuerza de reacción en la articulación del tobillo en el eje X en el subsistema Pie [N]
- F_{ety} : Fuerza de reacción en la articulación del tobillo en el eje Y en el subsistema Pie [N]
- F_{erx} : Fuerza de reacción en la articulación de la rodilla en el eje X en el subsistema Canilla-Pantorrilla [N]
- F_{ery} : Fuerza de reacción en la articulación de la rodilla en el eje Y en el subsistema Canilla-Pantorrilla [N]
- F_{ecx} : Fuerza de reacción en la articulación de la cadera en el eje X en el subsistema Muslo [N]
- F_{ecy} : Fuerza de reacción en la articulación de la cadera en el eje Y en el subsistema Muslo [N]
- M_{exor} : Momento en la articulación de la rodilla en el dispositivo [N.m]
- M_{exoc} : Momento en la articulación de la cadera en el dispositivo [N.m]
- F_{plat} : Fuerza de reacción entre el subsistema Pie y la plataforma [N]

INTRODUCCIÓN

En el Perú, según el Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI), el 5.2% de la población (1 millón 575 mil personas) presenta algún tipo de discapacidad. De este total, el 59,2% (932 mil personas) presenta una discapacidad motora (dificultad para moverse o caminar y/o para usar brazos o piernas) por lo cual tienen una limitación en forma permanente y los tipos de dificultades que presentan son: dificultad para caminar fuera de su casa en distancias cortas o largas, no mantienen el equilibrio, no se mueven o caminan con dificultad dentro de su casa; y no pueden usar las piernas ni los pies para mover o alejar un objeto, entre otros. Además, el INEI informa que el 88,6% de la población con alguna discapacidad no recibió tratamiento y/o terapia para rehabilitación y solo el 11,4% pudo recibir algún tratamiento o terapia [INEI, 2013]. El 46,1% de las personas, que recibió algún tratamiento y/o terapia, recibió una terapia de rehabilitación física por lo cual es la más común entre las personas con discapacidad [INEI, 2013].

Una terapia de rehabilitación física o fisioterapia comprende una serie de maniobras que estimulan el funcionamiento de músculos, nervios, huesos, articulaciones y los aparatos cardiovascular y respiratorio. Estas terapias físicas suelen ser, en muchos casos, dolorosas y requieren de un tiempo prologando para obtener los resultados deseados ya que depende del compromiso del paciente así como el del terapeuta, lo cual puede generar estrés o agotamiento en el paciente con lo que se vería afectado, de manera progresiva, la rehabilitación de la persona. Por lo cual, se emplea dispositivos robóticos para la rehabilitación física de miembros inferiores ya que requiere de menor esfuerzo por parte del paciente lo que evitara el estrés o fatiga.

En nuestro país, estos dispositivos robóticos de rehabilitación física se encuentran ausentes en los diversos institutos de rehabilitación. Por lo que, se emplea los métodos tradicionales de terapia física antes mencionados. Por esta razón, en la Pontificia Universidad Católica del Perú se ha realizado un esfuerzo por mejorar esta situación en nuestro país.

En la Pontificia Universidad Católica del Perú se desarrolla el proyecto simulador de marcha para asistir la rehabilitación de personas con problemas de locomoción en sus miembros inferiores (personas con discapacidad para caminar). En la primera fase de desarrollo del simulador de marcha se ha diseñado y fabricado, en lo que se refiere al sistema mecánico, un mecanismo que permite simular la trayectoria y orientación del movimiento del pie durante una marcha normal. Sin embargo la marcha normal de una persona también involucra otros movimientos como por ejemplo: movimiento del centro de gravedad del cuerpo, movimiento de las partes que constituyen la pierna de la persona, regulación de la fuerza de interacción entre el pie y la superficie de apoyo, entre otros movimientos. Por consiguiente en el simulador de marcha estos movimientos corporales aún no son garantizados por el prototipo desarrollado (Figura A).



Figura A: Esbozo del simulador de marcha, PUCP¹

Entonces se requiere acondicionar, al simulador de marcha desarrollado, un dispositivo que interactúe con el cuerpo del paciente, y que garantice, durante el funcionamiento del simulador de marcha, los movimientos (rotaciones y desplazamientos) de los miembros que conforman la pierna de una persona.

¹ Simulador de Marcha PUCP: <http://puntoedu.pucp.edu.pe/noticias/invento-desarrollado-en-la-pucp-para-el-tratamiento-de-personas-con-discapacidades-motrices/>

Por lo tanto, se tiene como objetivo realizar el diseño preliminar de un dispositivo que interactúe con el cuerpo del paciente, para simular los movimientos (rotaciones y desplazamientos) de los miembros que conforman la pierna de una persona durante el tratamiento de la rehabilitación de la marcha normal, y que a su vez se pueda integrar al simulador de marcha desarrollado en la Pontificia Universidad Católica del Perú.

Dada la complejidad del dispositivo requerido, el trabajo muestra un mayor esfuerzo en el desarrollo del diseño mecánico considerando las condiciones dinámicas de la marcha durante la fase de balanceo, selección de los materiales y componentes a emplear y una propuesta preliminar del sistema de control e instrumentación del mismo. Los parámetros para la realización de este dispositivo se obtendrán de estudios previos de la cinética y dinámica del movimiento de las extremidades inferiores. Además, se hará un breve estudio de la biomecánica, dinámica del movimiento y ergonomía de la persona humana, tomando mayor importancia en las dimensiones, velocidad, y fuerzas promedio de una persona entre los 6 y 12 años. Por ello, se desprende los siguientes objetivos específicos:

- Elaborar el estado del arte
- Estudiar los movimientos de las extremidades inferiores involucradas en la marcha normal
- Definir el diseño conceptual del dispositivo para las extremidades inferiores, el cual servirá para la rehabilitación de las personas con discapacidad
- Definir el diseño mecánico en detalle mediante cálculos que sustenten el mismo así como la selección de componentes a usar
- Proponer el sistema de control del dispositivo mediante cálculos que sustenten el mismo así como la selección de componentes a usar
- Elaborar los planos de despiece y ensamble para la posterior fabricación
- Estimar los costos de diseño y fabricación del dispositivo

Se espera que con este trabajo se tenga la base para incorporar el dispositivo al simulador de marcha y se puedan desarrollar estudios futuros a profundidad sobre el sistema de control del dispositivo.

CAPÍTULO 1

ESTADO DEL ARTE

En el presente capítulo se expone una descripción del ciclo natural de la marcha humana, tipos de terapias de rehabilitación física, una breve descripción de la antropometría a utilizar en el diseño así como también el estado de la tecnología y el estado de la técnica.

1.1 Descripción del ciclo natural de la marcha humana

En nuestra vida diaria el caminar es la actividad motora en la que las personas utilizamos las piernas para trasladarnos de un lugar a otro, explorar el entorno, etc. Esto resulta un acto que tenemos automatizado y que lo realizamos sin pensar conscientemente pero que en realidad se trata de un proceso muy complejo.

Inman [INMAN, 1981] define la marcha como un proceso de locomoción en el que el peso del cuerpo se va desplazando hacia adelante mientras es soportado de manera alterna por las piernas. El miembro inferior tiene un papel predominante en la locomoción humana. La cabeza y el tronco contribuyen a optimizar el desplazamiento con su movimiento y balanceo [FUENTES, 2010].

En este apartado se describirá el ciclo natural de la marcha humana para ello se sabe que el cuerpo humano presenta 3 planos primarios: sagital, frontal(o coronal) y transversal [VAUGHAN, 1999].

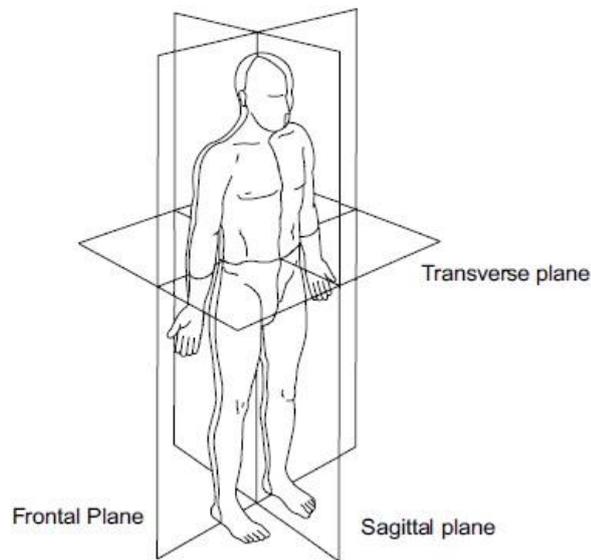


Figura 1.1: Planos primarios del cuerpo humano [VAUGHAN, 1999]

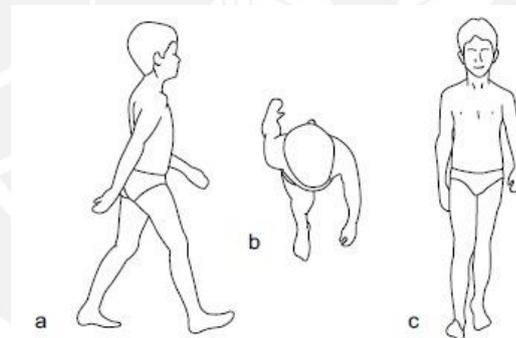


Figura 1.2: a) Plano sagital b) Plano transversal c) Plano frontal [VAUGHAN, 1999]

Los ejes de rotación que están involucrados en la marcha humana se denominan [VAUGHAN, 1999] [DURAN, 2010]:

- Flexión y extensión.- Es el eje que permite extender y contraer la pierna. Este movimiento se da en el eje Lateral-Medial.
- Rotación interna y externa.- La rotación interna está dirigida hacia la línea media del cuerpo y la rotación externa se aleja de la línea antes mencionada.
- Abducción y aducción.- La abducción es el movimiento por el cual un miembro del cuerpo humano se aleja del plano sagital, que divide al cuerpo

humano en dos partes iguales. En cambio, aducción es el movimiento que realiza un miembro del cuerpo humano hacia el plano sagital.

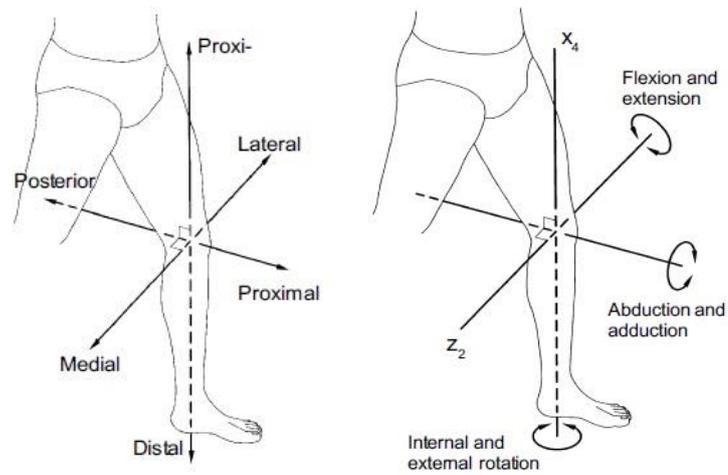


Figura 1.3: Ejes de rotación [VAUGHAN, 1999]

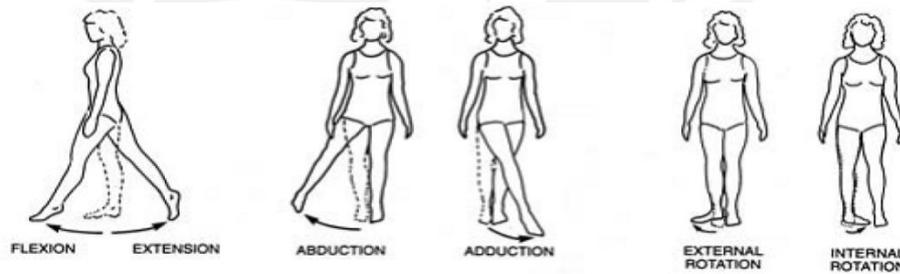


Figura 1.4: Movimiento de la marcha humana [DURAN, 2010]

La marcha humana tiene 2 requerimientos básicos:

1. Movimiento periódico de cada pie de una posición de soporte hacia la siguiente.
2. Suficiente fuerzas de reacción del piso, aplicada a través de los pies, para soportar el cuerpo.

Estos dos elementos son necesarios para que ocurra cualquier forma de andar bípedo, sin importar cuan distorsionado sea el patrón por una patología subyacente [INMAN, 1981]. Este movimiento periódico de la pierna es la esencia del ciclo natural de la marcha humana.

Como se aprecia en la Figura 1.5, existe 2 fases principales en la marcha humana: Durante la fase de estancia (Stance phase), el pie está en el suelo, mientras que en la fase de balanceo (Swing phase) el mismo pie ya no está en contacto con el suelo y la pierna se balancea hasta el siguiente golpe del pie con el suelo. Nótese que por convención, el ciclo comienza cuando uno de los pies (en este caso el pie derecho) hace contacto con el suelo.

Además, en la Figura 1.5 se aprecia que la fase de estancia se puede dividir en 3 sub-fases:

1. Primer soporte doble, cuando ambos pies están conectados con el suelo.
2. Estancia del miembro simple, cuando el pie izquierdo está balanceándose y solo el pie derecho está en contacto con el suelo.
3. Segundo soporte doble, cuando ambos pies están otra vez en contacto con el suelo.

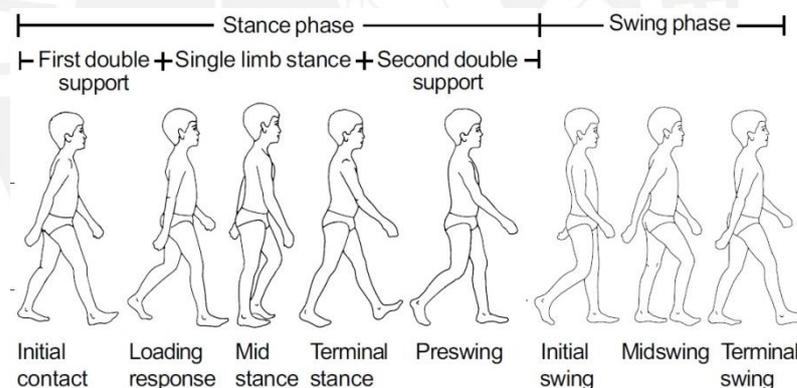


Figura 1.5: Representación de un ciclo natural de la marcha de un niño de 8 años [VAUGHAN, 1999]

Tradicionalmente el ciclo de la marcha ha sido dividido en 8 eventos o periodos, 5 durante la fase de estancia y 3 durante la fase de balanceo. Los nombres de estos eventos son auto-descriptivos y son basados en el movimiento del pie, como se aprecia en la Figura 1.6.

Los eventos de la fase de estancia son:

1. El golpe del talón (Heel strike) inicia el ciclo de la marcha y representa el punto en el cual el centro de gravedad del cuerpo está en su posición más baja.

2. Pie-suelo (Foot-flat) es el instante cuando la planta del pie toca el suelo.
3. Estancia media (Midstance) ocurre cuando el balanceo del pie pasa la estancia del pie y el centro de gravedad del cuerpo está en su más alta posición.
4. Despegue del talón (Heel-off) ocurre cuando el talón perdió contacto con el suelo y el empuje es iniciado vía los músculos tríceps, el cual la planta flexiona el tobillo.
5. Despegue del dedo (Toe-off), el cual termina la fase de estancia cuando el pie deja el suelo.

La fase de balanceo presenta los siguientes eventos:

6. La aceleración (Acceleration) empieza tan pronto como el pie deja el suelo y el individuo activa los músculos flexores de la cadera para acelerar la pierna hacia adelante.
7. El balanceo medio (Midswing) ocurre cuando el pie pasa directamente debajo del cuerpo, coincidiendo con la estancia media del otro pie.
8. La desaceleración describe la acción de los músculos ya que desacelera la pierna y estabiliza el pie en preparación para el siguiente golpe de talón (Heel strike).

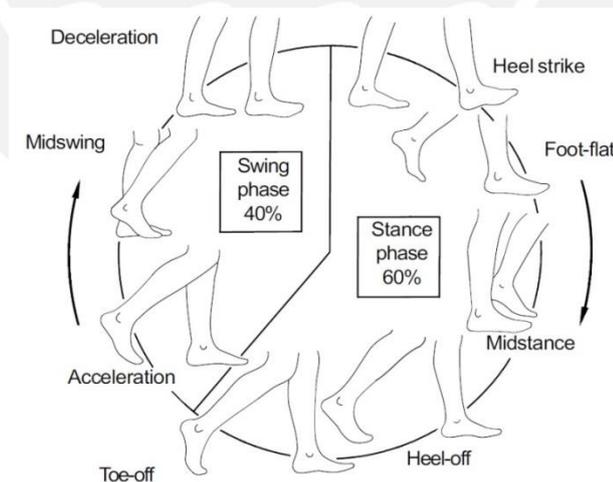


Figura 1.6: Los 8 eventos de la marcha humana [VAUGHAN, 1999]

Una nomenclatura alterna, desarrollado por Perry y sus asociados en el Rancho Los amigos Hospital en California, indica que existen 8 eventos, como se aprecia en la

Figura 1.5, pero que estos son suficientemente generales para ser aplicados a cual tipo de marcha [COCHRAN, 1982]:

1. Contacto inicial (Initial contact): 0%
2. Respuesta de carga (Loading response): 0-10%
3. Estancia media (Midstance): 10-30%
4. Estancia terminal (Terminal stance): 30-50%
5. Pre-balanceo (Preswing): 50-60%
6. Balanceo inicial (Initial swing): 60-70%
7. Balanceo medio (Midswing): 70-85%
8. Balance terminal (Terminal swing): 85-100%

Asimismo la Figura 1.7 muestra como un conjunto de huella de pies puede proveer información útil sobre parámetros de distancia, así tenemos:

- Longitud de zancada (Stride length).- Es la distancia desplazada por una persona durante una zancada (o ciclo de marcha normal) y puede ser medida como la distancia entre los talones tras un golpe de talón hasta el siguiente golpe de talón del mismo lado.
- Ancho de paso (Step width).- Es la distancia entre los pies y cuyo valor es de pocos centímetros para un individuo normal. Para pacientes con problemas de equilibrio, como ataxia cerebelosa o la forma atetoide de la parálisis cerebral, la anchura de la zancada puede aumentar a un máximo de 15 o 20 cm.
- Ángulo del pie (Foot angle).- Es el ángulo del pie con respecto a la línea de progresión, el cual puede proporcionar información útil, documentar el grado de rotación interna o externa de la extremidad inferior durante la fase de estancia.

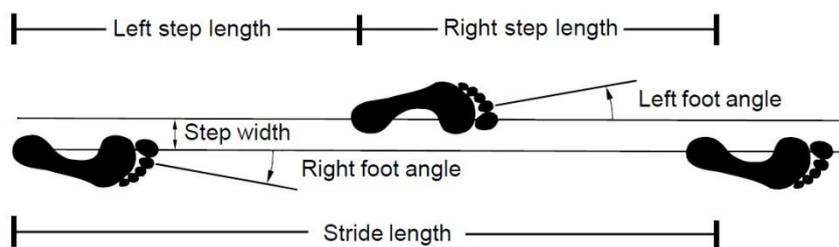


Figura 1.7: Conjunto de huella de pies [VAUGHAN, 1999]

1.2 Tipos de terapia de rehabilitación física

Existen patologías y lesiones que pueden interferir en la capacidad de caminar, e incluso lo imposibilitan, lo cual afecta de forma notable el grado de autonomía y la calidad de vida. El daño cerebral y las lesiones medulares, ya sean de nacimiento o por una enfermedad o accidente, son responsables de los trastornos de la marcha ya que se pierde el control neurológico del movimiento.

Por ello, la restauración de la función motora es una prioridad en la rehabilitación después de un accidente o lesión con el objetivo de facilitar la reintegración a la sociedad [HIDLER, 2008].

Las terapias de rehabilitación física se clasifican según la participación del paciente en la ejecución de los movimientos y la ayuda a resistencia aplicada:

- Terapias activas.- Es el conjunto de ejercicios realizados por el paciente con su propia fuerza de forma voluntaria y controlada, corregidos o ayudados por el fisioterapeuta (Figura 1.8).



Figura 1.8: Ejercicios de la terapia activa²

- Terapias pasivas.- Es el conjunto de técnicas que se aplican sobre las estructuras afectadas, sin que el paciente realice ningún movimiento voluntario de la zona que requiere tratamiento (Figura 1.9).

² Ejercicios de fortalecimiento de la musculatura flexora de la rodilla: <http://www.efisioterapia.net/articulos/protocolo-ejercicios-el-dolor-rodilla>



Figura 1.9: Ejercicios de la terapia pasiva³

Actualmente, se emplea dispositivos robóticos para la rehabilitación física de los miembros inferiores. Entre los dispositivos más usados se encuentra el exoesqueleto, el cual proporciona una significativa ayuda a la hora de la rehabilitación en pacientes con problemas de locomoción. Por ejemplo, se pudo encontrar a Letto, el cual es un dispositivo de terapia móvil donde el paciente se encuentra recostado en una cama. Es ideal para el apoyo de la fisioterapia, al inicio del movimiento y como profilaxis de contracturas, de decúbito y trombosis. La guía para piernas TrainCare con descarga para rodillas posibilita un ejercicio para pacientes en coma y para pacientes con parálisis en las piernas (Figura 1.10).



Figura 1.10: Terapia de movimiento. Letto⁴

³ Ejercicios físicos, movilizaciones pasivas: <http://www.efisioterapia.net/articulos/desviaciones-angulares-las-rodillas>

⁴ Letto: <http://www.arrayamed.com.ar/productos/listar/categoria:terapia-de-movimiento/subcategoria:equipos-cinesiterapeuticos>

1.3 Antropometría

La antropometría se encarga de la medición del cuerpo humano y sus proporciones. Lo cual nos permite analizar los segmentos del cuerpo que influyen directamente en la marcha humana.

En la Figura 1.11 se observa cómo se relacionan las diferentes dimensiones del cuerpo humano respecto a la altura de la persona.

En la Figura 1.12 se puede observar un estudio de la altura en niños peruanos entre los 6 a 12 años [COSSIO, 2012] y basados en la Figura 1.11, se puede obtener los parámetros necesarios para el diseño de cualquier dispositivo (Figura 1.11).

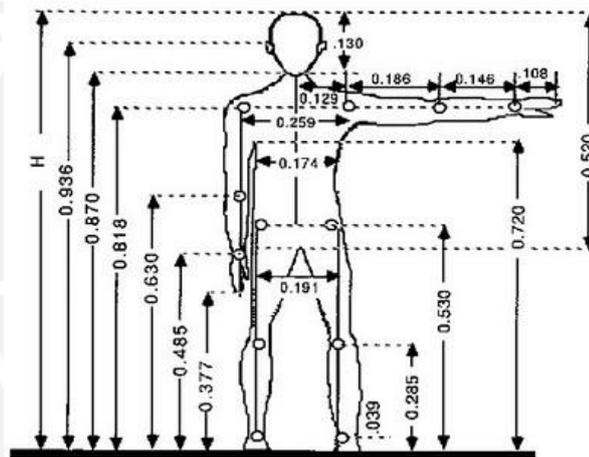


Figura 1.11: Relación de dimensiones del cuerpo humano respecto a la altura del mismo⁵

Edad (años)	N.º	Masa corporal (kg)	Estatura (cm)	PA (cm)	%G	IMC
Niños						
6,0-6,9	56	21,8 ± 2,2	114,3 ± 5,3*	54,5 ± 2,8	12,5 ± 2,8*	16,7 ± 1,4
7,0-7,9	67	22,9 ± 3,9	117,5 ± 5,1*	58,1 ± 5,3	12,7 ± 4,0*	16,5 ± 2,1
8,0-8,9	68	25,8 ± 3,6	124,8 ± 4,7	58,8 ± 4,0	13,3 ± 3,7*	16,6 ± 1,8
9,0-9,9	73	29,3 ± 3,8	127,6 ± 4,4*	61,6 ± 5,0	14,3 ± 4,6*	18,0 ± 2,1
10,0-10,9	59	33,2 ± 4,1*	136,4 ± 6,7*	62,9 ± 5,1	16,1 ± 3,8*	17,8 ± 1,4
11,0-11,9	71	37,0 ± 4,8	142,6 ± 5,4	63,9 ± 4,5	16,9 ± 4,3*	18,2 ± 1,6
Todos	394	28,5 ± 3,8	127,2 ± 5,4	60,1 ± 5,5	14,3 ± 4,4*	17,3 ± 1,9
Niñas						
6,0-6,9	80	22,5 ± 2,2	118,8 ± 5,1	55,3 ± 3,3	17,4 ± 3,3	15,8 ± 1,3
7,0-7,9	61	24,6 ± 3,5	122,6 ± 4,3	58,1 ± 5,4	18,6 ± 4,4	16,3 ± 1,5
8,0-8,9	63	26,6 ± 3,0	126,4 ± 6,1	59,6 ± 3,3	20,7 ± 2,8	16,6 ± 1,2
9,0-9,9	58	30,4 ± 4,6	132,1 ± 6,2	60,7 ± 4,2	22,0 ± 3,7	17,4 ± 2,1
10,0-10,9	63	37,2 ± 5,4	140,2 ± 5,7	63,7 ± 6,3	21,3 ± 4,6	18,8 ± 2,2
11,0-11,9	76	38,9 ± 5,9	144,1 ± 5,2	64,4 ± 5,9	23,3 ± 4,4	18,7 ± 2,3
Todos	401	30,1 ± 4,1	130,7 ± 5,4	60,2 ± 8,9	25,0 ± 4,4	17,3 ± 2,2

PA: perímetro abdominal, %G: porcentaje de grasa corporal, IMC: índice de masa corporal.
* Comparación entre sexos (p<0,05)

Figura 1.12: Características antropométricas de niños entre los 6 a 12 años [COSSIO, 2012]

⁵ Antropometría del cuerpo humano. Relación respecto a la altura: <https://ergonomia2010.wordpress.com/2010/05/06/unidad-5-antropometria/>

En la Figura 1.13 se muestran las dimensiones antropométricas de los miembros inferiores del ser humano. La división de los miembros inferiores se realiza en 3 segmentos: Muslo (Thigh), pantorrilla (Calf) y pie (Foot).

En la Figura 1.14 se muestra los centros de gravedad de los segmentos de los miembros inferiores del ser humano.

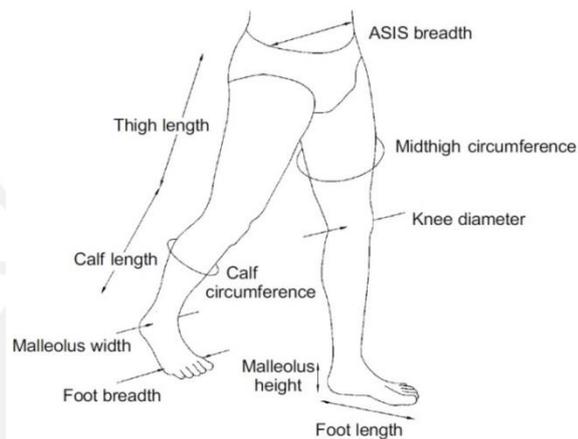


Figura 1.13: Antropometría de los miembros inferiores [VAUGHAN, 1999]

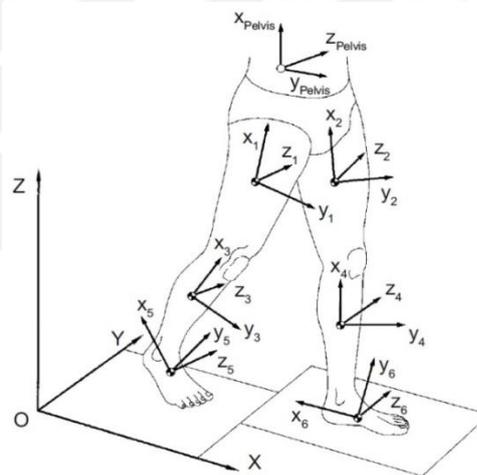


Figura 1.14: Centro de gravedad de los segmentos de los miembros inferiores [VAUGHAN, 1999]

Los miembros inferiores poseen articulaciones en la cadera, rodilla y tobillo; por lo que, durante el ciclo natural de la marcha humana los ángulos entre los segmentos dados en las articulaciones varían y se definen de la siguiente manera [WINTER, 2006]:

- Ángulo del pie (θ_{65}).- Es el ángulo entre la horizontal y una línea a lo largo de la parte inferior del pie desde el punto de contacto hasta el cruce con el extremo de la distal.
- Ángulo de la pierna (θ_{43}).- Es el ángulo medido entre la horizontal y el eje a lo largo de la pierna.
- Ángulo del muslo (θ_{21}).- Es el ángulo entre la horizontal y el eje a lo largo del muslo.
- Inclinación pélvica.- Es el ángulo en el plano de progresión entre la horizontal y el ángulo de la pelvis.
- Ángulo del torso.- De la parte superior del cuerpo, el ángulo entre la horizontal y el eje principal de la espina dorsal.
- Ángulo del tobillo (θ_{ANKLE}).- Es el ángulo entre el pie y la pierna menos 90° .
- Ángulo de la rodilla (θ_{KNEE}).- Es el ángulo entre el muslo y la pierna.
- Ángulo de la cadera.- Es el ángulo entre el muslo y el tronco o pelvis.

En la Figura 1.15 se muestra la representación gráfica de los ángulos antes mencionados.

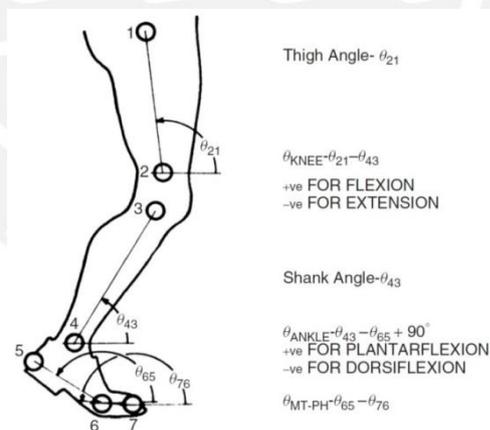


Figura 1.15: Representación de los ángulos entre segmentos del miembro inferior [WINTER, 2006]

El ángulo del tronco respecto a la horizontal se puede asumir como 90° debido a que estudios demuestran que este posee pequeñas fluctuaciones de máximo 1° durante el ciclo de la marcha humana [WINTER, 2006].

Además se tiene que considerar los momentos internos generados en las articulaciones durante el proceso de la marcha respecto a cada segmento del miembro inferior, esto se puede apreciar en la Figura 1.16.

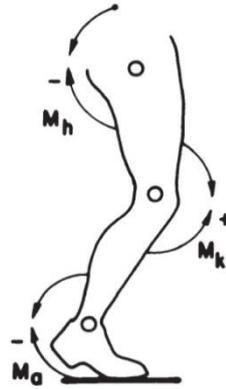


Figura 1.16: Momentos generados en las articulaciones del miembro inferior [WINTER, 2006]

1.4 Estado de la tecnología

Como se mencionó en el apartado 1.2, la robótica está teniendo una alta participación en la rehabilitación de la marcha humana para personas con discapacidad motora; por ello, durante la presente investigación se pudo encontrar diversas empresas que emplean dispositivos robóticos para sus productos.

La empresa Hocoma de Suiza, la cual es líder en el mercado mundial en el desarrollo, fabricación y comercialización de dispositivos basados en robótica y sensores para la terapia del movimiento funcional.

Esta empresa cuenta con productos para la rehabilitación como:

- Terapia de locomoción intensiva (Lokomat®)
- Terapia funcional de las extremidades superiores (Armeo®)
- Rehabilitación de movilización del paciente (Erigo®)
- Terapia de movimiento funcional dentro del tratamiento del dolor de espalda (Valedo® Therapy Concept)

Con relación al presente trabajo, se puso énfasis en el estudio del Lokomat® (Figura 1.17), el cual es un robot que facilita que los pacientes repitan de forma homogénea e intensiva ciclos de marcha lo más parecido a una marcha normal. Este ejercicio está acompañado de información sobre cómo se está realizando el movimiento y el resultado del mismo, lo cual facilita la rehabilitación ya que incentiva la motivación y la participación del paciente. El Lokomat® Pro consta de una faja de marcha, un arnés que permite diferentes grados de soporte del peso corporal y unos exoesqueletos que se colocan abrazando ambas piernas. Estos brazos electromecánicos movilizan las caderas y rodillas para realizar los movimientos propios de una marcha sobre la faja para caminar, con lo cual el paciente interviene de forma activa según sus posibilidades. Este sistema se convierte en una herramienta óptima para la rehabilitación ya que ofrece una flexibilidad en el ajuste de determinados parámetros de acuerdo a las circunstancias individuales; por ejemplo, permite programar la velocidad y las trayectorias articulares que movilizan los brazos electromecánicos así como liberal al paciente, con el soporte de peso corporal, de un porcentaje de su propio peso para facilitar su movimiento.



Figura 1.17: Lokomat® Pro⁶

Asimismo se encontró a la empresa Cyberdyne de Japón, el cual se basa en la investigación y desarrollo de equipos y sistemas en las áreas de rehabilitación, asistencia de funciones corporales para personas mayores, apoyo en el rescate en sitios de desastre y soporte en trabajo pesado en fábricas.

⁶ Lokomat® Pro version 6 : http://www.hocoma.com/fileadmin/user/Dokumente/Lokomat/TECH_L6_140317_en.pdf

En relación con este trabajo, la empresa Cyberdyne presenta la solución para la rehabilitación de miembros inferiores, la cual se llama HAL® (Hybrid Assistive Limb®) (Figura 1.18). Este dispositivo es un exoesqueleto que se une al exterior del cuerpo y sostiene las piernas del paciente mientras está de pie. Los pacientes interactúan mediante los electrodos del robot con una computadora y los motores presentes en el dispositivo. El robot utiliza sensores en la piel que registran los impulsos transmitidos por el cerebro a los respectivos miembros del cuerpo y favorece así los movimientos deseados mediante motores eléctricos controlados por una computadora. Además, la carcasa del HAL® está hecho de una mezcla termoplástica de policarbonato y acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) por lo que lo hace ligero para el tratamiento de rehabilitación.

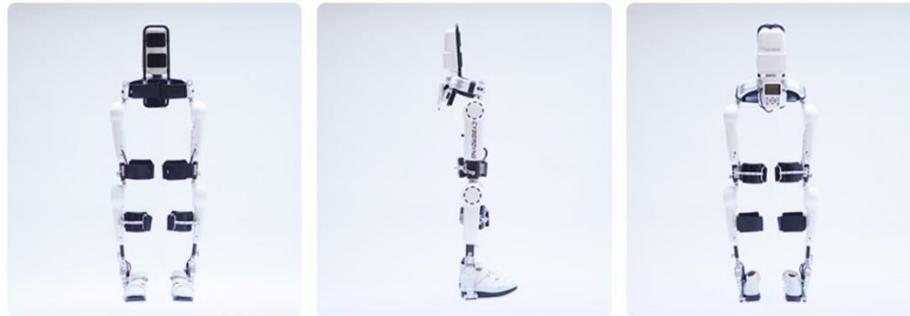


Figura 1.18: HAL® (Hybrid Assistive Limb)⁷

Por último, se encontró a una empresa de Nueva Zelanda llamada REX Bionics, el cual es líder en tecnología de dispositivos robóticos para caminar. Por ello, la empresa cuenta con un dispositivo robótico hands-free de movimiento para la rehabilitación cuyo nombre es REX® (Figura 1.19) que está diseñado para personas con problemas de movilidad. El dispositivo mencionado es completamente autosuficiente debido a que cuenta con una batería recargable que le permite trabajar por 2 horas interrumpidas y, además, es rápidamente ajustable dentro de los 5 minutos por cada usuario. REX® cuenta con actuadores electromecánicos de diseño personalizado, que son controlados mediante un joystick, ingeniería de precisión y sistemas de redes especializadas.

⁷ HAL® (Hybrid Assistive Limb): http://www.cyberdyne.jp/english/products/LowerLimb_medical.html



Figura 1.19: REX®⁸

1.5 Estado de la técnica

Actualmente existen diversos estudios sobre exoesqueletos para la rehabilitación en diversas universidades del mundo. Por tal motivo, se encontró el artículo “Modelado y Control de un Exoesqueleto para la Rehabilitación de Extremidad Inferior con dos grados de libertad” [LÓPEZ, 2014], el cual presenta un exoesqueleto de dos grados de libertad para realizar ejercicios de rehabilitación para tobillo y rodilla. El exoesqueleto utiliza sensores que estiman la fuerza producida por el humano y se encuentran incorporados en los actuadores de tipo SEA (Series Elastic Actuator) que se utilizan para amplificar la fuerza humana. Además, el exoesqueleto, mediante sensores se estima la posición y velocidad angular de las articulaciones, que se utilizan para controlar el movimiento de la pierna. El fin de este estudio es disminuir el esfuerzo del usuario para mantenerse de pie y realizar ejercicios de flexión y extensión de las articulaciones. De manera que la amplificación de la fuerza puede aumentarse o disminuirse según se necesite, permitiendo al usuario una mejora evolutiva hasta llegar a la rehabilitación completa.

⁸ REX®, REX Bionics, Nueva Zelanda. <http://www.rexbionics.com/products/rex/>

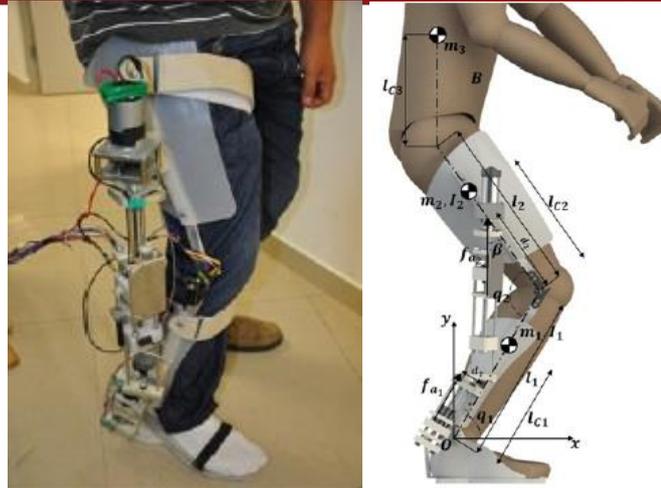


Figura 1.20: Izquierda: Exoesqueleto de dos grados de libertad para asistir la pierna derecha, Derecha: Representación del plano sagital del exoesqueleto [LÓPEZ, 2014]

Asimismo se encontró el artículo “Active Leg Exoskeleton (ALEX) for Gait Rehabilitation of Motor-Impaired Patients” [SAI, 2007], el cual es un exoesqueleto para la rehabilitación de la marcha de pacientes con discapacidad para caminar. Este estudio propone un control del campo de fuerzas para que se pueda aplicar la fuerza adecuada sobre la pierna y con ello, ayudar a que se mueva en una trayectoria deseada. Las fuerzas de interacción entre el paciente y el exoesqueleto están diseñadas para ser “assist-as-needed” (ayudar según sea necesario) por seguridad y eficacia en el entrenamiento de la marcha. El exoesqueleto presenta cuatro grados de libertad, cuenta con actuadores lineales y es ayudado por una faja caminadora.



Figura 1.21: Active Leg Exoskeleton (ALEX) [SAI, 2007]

CAPÍTULO 2

DISEÑO CONCEPTUAL

En este capítulo se expone los requerimientos del cliente así como también los derivados del estado del arte, expuestos en el capítulo anterior, para el diseño del dispositivo. Además, se presenta alternativas de solución a los requerimientos y una evaluación técnico-económica de las alternativas. Finalmente, se elegirá la mejor alternativa y con ello se elaborara la propuesta de diseño conceptual a desarrollar.

2.1 Requerimientos del dispositivo

En la rehabilitación robótica de los miembros inferiores, existen dos configuraciones principales. La primera configuración es la de efector final, esta configuración consiste en dar movilidad en el espacio cartesiano, a través del movimiento del efector final, el cual es el único punto de contacto con el paciente. Este tipo de robots no tiene una configuración de movimiento igual al miembro inferior, y su espacio de trabajo es limitado a la región común de la extremidad y del dispositivo, a diferencia del sistema exoesqueleto, como se vio en el apartado del estado del arte, es una de las configuraciones más usadas debido a que está diseñado para trabajar directamente con los segmentos y articulaciones de las extremidades.

La evaluación de movimiento es una de las partes más importantes de la rehabilitación física, ya que provee de parámetros que permiten una evaluación ya

sea del estado inicial del paciente como del estado de recuperación. Esta evaluación puede ser obtenida a través de los exoesqueletos. Esta configuración permite dar movilidad específica a cada articulación y de igual forma obtener información directa de la posición articular de la extremidad.

Por lo expuesto anteriormente se decidió que el dispositivo que se adapta mejor a los requerimientos y necesidades es el exoesqueleto. Por ello, el presente trabajo se basará en el diseño del mismo.

Por lo tanto, se requiere diseñar un dispositivo que emule el movimiento de los miembros inferiores de manera automática. Es decir, el usuario por medio de una computadora podrá seleccionar la cantidad de tiempo que requiera el paciente para la rehabilitación, después el dispositivo iniciará el movimiento de los miembros inferiores e irá almacenando los datos de la rehabilitación en la computadora. Para ello se diseñará un dispositivo que por medio de mecanismos, circuitos de control, sensores y actuadores cumpla con los requerimientos tanto del cliente como los derivados del estado del arte.

2.1.1 Requerimientos del cliente

El cliente requiere de un exoesqueleto que interactúe con el paciente y que emule el movimiento de la pierna; es decir, los movimientos de la cadera, rodilla y tobillo deben ser similares al de la marcha de una persona humana para que se pueda realizar una rehabilitación de los miembros inferiores. Asimismo, este dispositivo debe acoplarse al simulador de marcha desarrollado en la Pontificia Universidad Católica del Perú.

Además el exoesqueleto no debe producir daño alguno al paciente ya sea por los componentes mecánicos o electrónicos.

Finalmente, el dispositivo debe proveer información al cliente sobre la evolución del paciente ya sea mediante graficas sobre las terapias realizadas, indicando el tiempo de cada una de ellas, o mediante datos sobre la cantidad de fuerza realiza en cada movimiento de la marcha en la rehabilitación.

2.1.2 Requerimientos del estado del arte

En base al capítulo anterior y a los requerimientos del cliente, se derivan los requerimientos necesarios para el diseño del exoesqueleto para la rehabilitación de personas con discapacidad.

Primero, la estructura del dispositivo contará con 2 grados de libertad ya que debe ser capaz de realizar los movimientos de flexión y extensión de las articulaciones del miembro inferior (cadera, rodilla y tobillo) restringidos al plano sagital. Debido a la complejidad del diseño del dispositivo, los movimientos se restringen al plano sagital ya que el presente trabajo es un primer estudio sobre el tema. Además, el exoesqueleto, debe ser adaptable a la persona que lo utilizara; es decir, se pueda ajustar a las diferentes medidas de longitud de los miembros inferiores del paciente, en este caso, niños entre los 6 a 12 años (55-75cm). También el dispositivo debe ser capaz de rehabilitar ambos miembros inferiores del paciente. Los materiales que se emplearán en el exoesqueleto deberán ser fuertes, ligeros y flexibles con el propósito de no generar peso extra al paciente ni causarle daño alguno y que a su vez resistan las diferentes fuerzas y momentos que se produzcan en los elementos mecánicos. Por temas de seguridad, el dispositivo contará con un limitador (tope) en cada articulación del exoesqueleto para así evitar accidentes en los pacientes.

Asimismo, el sistema debe proporcionar movimiento a las articulaciones (cadera, rodilla y tobillo), esto se llevara a cabo por medio de actuadores, que tengan por característica principal el buen torque ya que esto nos asegura que, sin importar las características del paciente, los actuadores ejerzan la fuerza necesaria para que los elementos mecánicos lleguen a la posición deseada por el cliente. El sistema de alimentación del dispositivo estará compuesto por un transformador 220VAC/12VDC que alimentará al sistema de control y a los actuadores presentes en las articulaciones. Además, el sistema contará con sensores que permitirán medir la posición angular de los elementos que conforman el exoesqueleto para su posterior análisis si esto es requerido.

Además, el sistema de control del exoesqueleto se realizara por medio de un microprocesador ya que es el dispositivo más usado en el mundo para el control de dispositivos electrónicos. Este microprocesador deberá controlar a los actuadores de manera que el cliente pueda indicar el tiempo de la tarea a realizar y procesará las señales de los sensores del sistema (feedback) para controlar la posición y la velocidad del movimiento de las articulaciones. Los movimientos de las articulaciones se registrarán bajo las condiciones cinemáticas y cinéticas de la marcha humana.

Finalmente, el diseño del exoesqueleto se regirá bajo las exigencias de medidas antropomórficas, mencionados en el capítulo anterior, con ello se obtendrá un diseño ergonómico, lo cual, actualmente, es una exigencia en el diseño de dispositivos electrónicos.

En la Tabla 2.1 se hace un resumen de los requerimientos, antes mencionados, del dispositivo.

Tabla 2.1: Resumen de los requerimientos del dispositivo

Lista de requerimientos del dispositivo:
<ul style="list-style-type: none"> • El dispositivo contará con 2 grados de libertad
<ul style="list-style-type: none"> • El dispositivo deberá adaptarse a diferentes morfologías de los miembros inferiores, en este caso, de niños de 6 a 12 años
<ul style="list-style-type: none"> • Los materiales del dispositivo deben ser fuertes, ligeros y flexibles
<ul style="list-style-type: none"> • Por seguridad, el dispositivo debe contar con un limitador de movimiento
<ul style="list-style-type: none"> • El dispositivo contará con actuadores que ejercerán la fuerza necesaria para los movimientos deseados
<ul style="list-style-type: none"> • El dispositivo tendrá sensores que permitirán medir la posición angular de cada sistema del exoesqueleto
<ul style="list-style-type: none"> • El diseño del dispositivo se regirá bajo exigencias de medidas antropométricas

2.2 Alternativas de solución

En el estudio de las alternativas de solución, como muestra en la Figura 2.1, se divide al exoesqueleto en subsistemas, según la estructura del cuerpo humano, haciendo énfasis en los siguientes:

- Tronco (Parte Superior del cuerpo humano)

- Muslo (2 GDL)
- Canilla-Pantorrilla (2 GDL)
- Pie (2 GDL)

*GLD = Grado de libertad



Figura 2.1: Subsistemas del cuerpo humano⁹

En la presentación de alternativas de solución se emplea una matriz morfológica (Tabla 2.2), el cual presenta las diferentes alternativas existentes para todos los subsistemas presentados.

⁹ Subsistemas del cuerpo humano: Fuente Propia

Tabla 2.2: Matriz morfológica de alternativas de solución para los subsistemas (Solución 1: Rojo, Solución 2: Azul)

FUNCIÓN	SUBSISTEMA		
	OPCIÓN 1	OPCIÓN 2	OPCIÓN 3
LIMITAR DESPLAZAMIENTO POR SEGURIDAD	<p>Topes Electrónicos (Buzzer)</p>	<p>Topes Mecánicos</p>	
SUJETAR SUBSISTEMA AL PACIENTE	<p>Cierre de Velcro</p>	<p>Hebilla de 3 puntos</p>	<p>Abrazadera Ajustable</p>
SUJETAR SUBSISTEMA AL SIMULADOR DE MARCHA	<p>Mordaza de Fijación</p>	<p>Plataforma Atornillada</p>	
CONTROLAR EL SUBSISTEMA	<p>PIC 40-28 S1</p>	<p>Arduino Mega 2560</p>	
MODIFICAR ALTURA DEL SUBSISTEMA	<p>Telescópica</p>	<p>Cilindro Hidráulico</p>	
GIRAR SUBSISTEMA	<p>Servomotor</p>	<p>Motor DC</p>	<p>Cilindro Hidráulico/Neumático</p>
MEDIR POSICIÓN ANGULAR DEL SUBSISTEMA	<p>Encoder</p>	<p>Acelerómetro</p>	<p>Potenciómetro</p>

En relación a la función de girar los subsistemas, los actuadores líneas como los cilindros hidráulico necesitan una alimentación de un tanque hidráulico, un sistema de bombeo; por lo que, el sistema de actuación basado en cilindros hidráulicos suelen ser pesados y, en muchos casos, el fluido puede contaminar el espacio de trabajo. Asimismo, los cilindros neumáticos necesitan de un compresor que aporte aire a presión al sistema, lo cual, en muchos casos, el aire es impredecible y el sistema puede fallar. Por estas razones, en las siguientes soluciones se prefiere el uso de actuadores rotativos (Motor DC, servomotor).

Solución 1

Esta alternativa de solución (Figura 2.2) constará de una estructura que tendrá un sistema de ajuste de altura para los subsistemas Muslo, Canilla-Pantorrilla y Pie, el cual se llevará a cabo mediante un cilindro hidráulico. El sistema de control de los subsistemas se basará en una plataforma electrónica llamada PIC40-28 S1.

El subsistema Tronco contará con una faja de neopreno con cierre de velcro, esto servirá para sujetar el exoesqueleto a las características del paciente.

El subsistema Muslo contará con una faja de neopreno con cierre de velcro, esto servirá para sujetar el exoesqueleto a la extremidad del paciente. La estructura de este subsistema tendrá un tope electrónico (Buzzer), el cual emitirá un sonido cuando se llegue al ángulo máximo permitido de movimiento, esto ayudará a evitar accidentes en el paciente. Este subsistema cuenta con la articulación de la cadera, la cual proporciona el movimiento de toda la estructura. Por ello, contará con un servomotor que permitirá emular el movimiento de la marcha humana en esta sección del miembro inferior. Además, el servomotor incluye un encoder interno para medir la posición angular de la estructura y con ello se decidirá el siguiente movimiento a realizar.

El subsistema Canilla-Pantorrilla contará con una faja de neopreno con cierre de velcro, al igual que en el subsistema anterior, esto servirá para ajustar el exoesqueleto a la extremidad del paciente. La estructura de este subsistema tendrá un tope electrónico (Buzzer), el cual emitirá un sonido cuando se llegue al ángulo máximo permitido de movimiento, esto ayudará a evitar accidentes en el paciente. Este

subsistema cuenta con la articulación de la rodilla, la cual proporciona el movimiento de toda la estructura. Por ello, contará con un servomotor con endoder interno, estos elementos permitirán conocer la posición angular de la estructura y con ello se decidirá el siguiente movimiento a realizar, por lo que, permitirán emular el movimiento de la marcha humana en esta extremidad.

Finalmente, el subsistema Pie contará, al igual que los subsistemas anteriores, con una faja de neopreno con cierre de velcro para ajustar el exoesqueleto a la extremidad del paciente. Este subsistema tendrá una mordaza de fijación de acero, la cual servirá para el acople con el simulador de marcha desarrollado en la Pontificia Universidad Católica del Perú. Asimismo este subsistema cuenta con la articulación del tobillo, el cual replicará el movimiento producido por la plataforma del simulador de marcha y, además, contará un tope electrónico (Buzzer), los cuales cumplirán las mismas funciones mencionadas en los subsistemas anteriores.

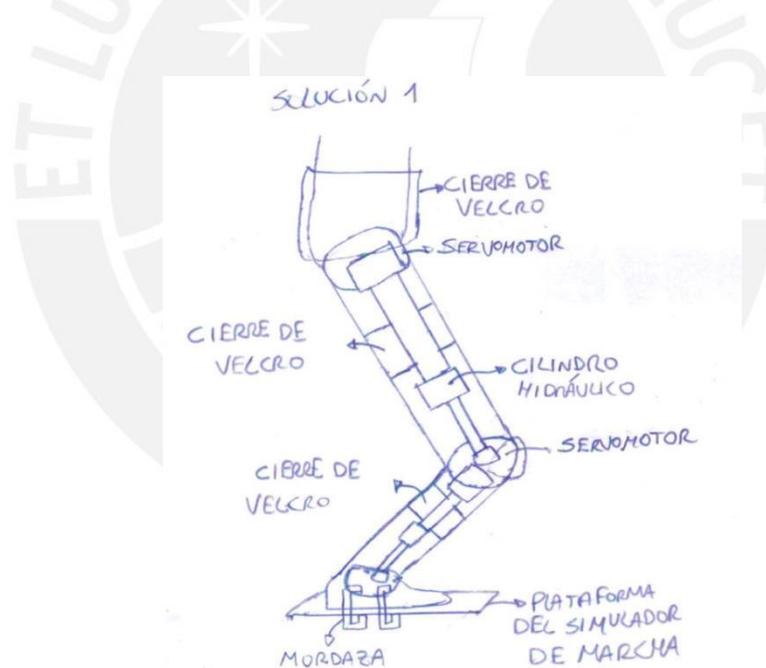


Figura 2.2: Esbozo de la alternativa de solución 1¹⁰

Solución 2

Esta alternativa de solución (Figura 2.3) constará de una estructura que tendrá un sistema de ajuste de altura para los subsistemas Muslo, Canilla-Pantorrilla y Pie, el cual se llevará a cabo mediante un sistema telescópico. El sistema de control, de los

¹⁰ Esbozo de la alternativa de solución 1: Fuente Propia

subsistemas mencionados, se basará en una plataforma electrónica llamado Arduino Mega 2560.

El subsistema Tronco contará con un forrado acolchonado, una cinta de poliéster y una hebilla de 3 puntos, los cuales servirán para ajustar el exoesqueleto a las características del paciente.

El subsistema Muslo contará con un forrado acolchonado y una abrazadera ajustable de plástico, esto servirá para ajustar el exoesqueleto a la extremidad del paciente. La estructura de este subsistema tendrá un tope mecánico, el cual impedirá que, cuando se llegue al ángulo máximo permitido de movimiento, el paciente sufra algún daño físico en sus extremidades. Este subsistema cuenta con la articulación de la cadera, la cual proporciona el movimiento de toda la estructura. Por ello, contará con un Motor DC con caja reductor que permitirá emular el movimiento de la marcha humana en esta sección del miembro inferior. Además, el Motor DC incluirá un encoder externo en sus características, el cual nos brindará la información sobre la posición angular de la estructura y con ello se decidirá el siguiente movimiento a realizar.

El subsistema Canilla-Pantorrilla contará con un forrado acolchonado y una abrazadera ajustable de plástico, al igual que en el subsistema anterior, esto servirá para ajustar el exoesqueleto a la extremidad del paciente. La estructura de este subsistema tendrá un tope mecánico, el cual impedirá que, cuando se llegue al ángulo máximo permitido de movimiento, el paciente sufra algún daño físico en sus extremidades. Este subsistema cuenta con la articulación de la rodilla, la cual proporciona el movimiento de toda la estructura. Por ello, contará con un Motor DC con caja reductora, el cual incluye un encoder externo, estos elementos permitirán conocer la posición angular de la estructura y con ello se decidirá el siguiente movimiento a realizar, por lo que, permitirán emular el movimiento de la marcha humana en esta extremidad.

Finalmente, el subsistema Pie contará, al igual que los subsistemas anteriores, con un forrado acolchonado y una abrazadera ajustable de plástico para ajustar el exoesqueleto a la extremidad del paciente. Este subsistema tendrá una plataforma atornillada a la base del simulador, el cual servirá para el acople con el simulador de

marcha desarrollado en la Pontificia Universidad Católica del Perú. Asimismo, este subsistema cuenta con la articulación del tobillo, el cual replicará el movimiento producido por la plataforma del simulador de marcha y, además, un tope mecánico, los cuales cumplirán las mismas funciones mencionadas en los subsistemas anteriores.

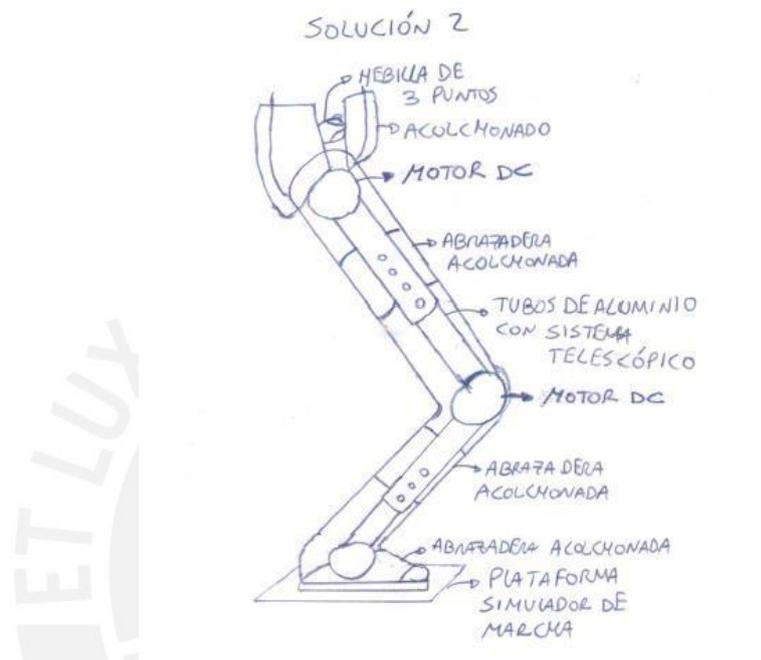


Figura 2.3: Esbozo de la alternativa de solución 2¹¹

2.3 Evaluación Técnico-Económico de las alternativas de solución

La evaluación de las alternativas de solución se realizará mediante un estudio breve de los aspectos técnicos y económicos de los mismos (Tabla 2.3, Tabla 2.4, Tabla 2.5 y Tabla 2.6).

¹¹ Esbozo de la alternativa de solución 2: Fuente Propia

Tabla 2.3: Evaluación técnica de la alternativa de solución 1

Aspectos	Peso	Valor Obtenido	Peso Ponderado = Peso x Valor	
Seguridad estructura:				
• Confiabilidad	5	3	15	
• Fabricación	3	3	9	
Sistema de control:				
• Programación	3	1	3	
Ajuste de altura:				
• Seguridad	5	3	15	
• Limpieza	5	4	20	
• Fabricación	3	1	3	
Actuador-Sensor:				
• Programación	3	3	9	
• Resolución	2	3	6	
	Σ Peso Ponderado / Σ Peso		2.41	
1 = Completamente Beneficioso 2 = Bastante Beneficioso 3 = Aceptable 4 = Poco Beneficioso 5 = Nada Beneficioso				

Tabla 2.4: Evaluación técnica de la alternativa de solución 2

Aspectos	Peso	Valor Obtenido	Peso Ponderado = Peso x Valor	
Seguridad estructura:				
• Confiabilidad	5	1	5	
• Fabricación	3	1	3	
Sistema de control:				
• Programación	3	1	3	
Ajuste de altura:				
• Seguridad	5	1	5	
• Limpieza	5	1	5	
• Fabricación	3	1	3	
Actuador-Sensor:				
• Programación	3	1	3	
• Resolución	2	1	2	
	Σ Peso Ponderado / Σ Peso		1	
1 = Completamente Beneficioso 2 = Bastante Beneficioso 3 = Aceptable 4 = Poco Beneficioso 5 = Nada Beneficioso				

Tabla 2.5: Evaluación económica de la alternativas de solución 1

Aspectos	Peso	Valor Obtenido	Peso Ponderado = Peso x Valor	
Sistema de control:				
• Costo	5	4	20	
Ajuste de altura:				
• Costo	5	5	25	
Actuador-Sensor:				
• Costo	5	3	15	
	Σ Peso Ponderado / Σ Peso		4	
1 = Completamente Beneficioso 2 = Bastante Beneficioso 3 = Aceptable 4 = Poco Beneficioso 5 = Nada Beneficioso				

Tabla 2.6: Evaluación económica de la alternativas de solución 2

Aspectos	Peso	Valor Obtenido	Peso Ponderado = Peso x Valor	
Sistema de control: • Costo	5	3	15	
Ajuste de altura: • Costo	5	1	5	
Actuador-Sensor: • Costo	5	3	15	
	\sum Peso Ponderado / \sum Peso		2.33	
1 = Completamente Beneficioso	2 = Bastante Beneficioso	3 = Aceptable	4 = Poco Beneficioso	5 = Nada Beneficioso

En la Tabla 2.7 se representa, de forma cuantitativa, las cantidades obtenidas en los aspectos técnicos y económicos de ambas soluciones. En esta tabla se debe precisar que en el aspecto técnico, a menor valor obtenido se concluye que la solución es más factible de realizar y en el aspecto económico, a mayor valor obtenido se concluye que la solución es más económica.

Tabla 2.7: Puntajes obtenidos en los aspectos técnicos y económicos

Aspecto:	Solución 1	Solución 2
Técnico	2.41	1
Económico	4	2.33

Mediante la Tabla 2.7 se puede comparar ambas soluciones propuestas en el apartado anterior, para ello se obtuvo la Figura 2.4 de ambas soluciones en la cual el punto que este más cercano a la línea ideal será la solución óptima.

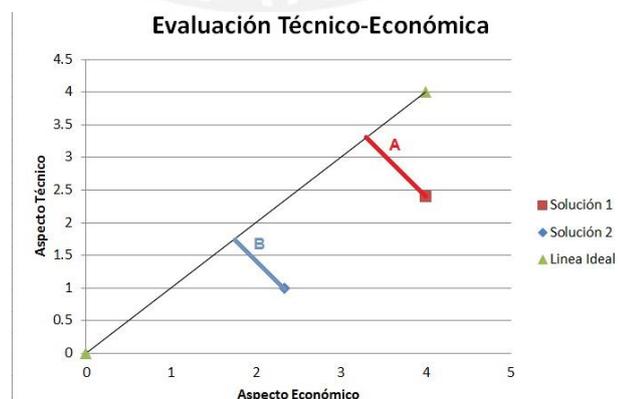


Figura 2.4: Representación gráfica de las alternativas de solución¹²

¹² Representación gráfica de las alternativas de solución: Fuente Propia

En la Tabla 2.8 se aprecia que la menor distancia a la línea ideal es la B, la cual pertenece a la Solución 2. Por ello, será la solución que más se adecua a los requerimientos del dispositivo mencionados en el apartado 2.1.

Tabla 2.8: Distancia de las alternativas de solución a la línea ideal

	A	B
Distancia	1.13	0.94

2.4 Propuesta de diseño conceptual a desarrollar

La propuesta de diseño conceptual a desarrollar consistirá, como muestra la Figura 2.5, de un exoesqueleto, el cual podrá variar de altura según el paciente lo requiera, entre los valores de 55 a 75 cm (l_{ex}), esto es gracias al sistema telescópico con el que contará la estructura. El sistema de control se realizara mediante la plataforma electrónica llamada Arduino Mega 2560.

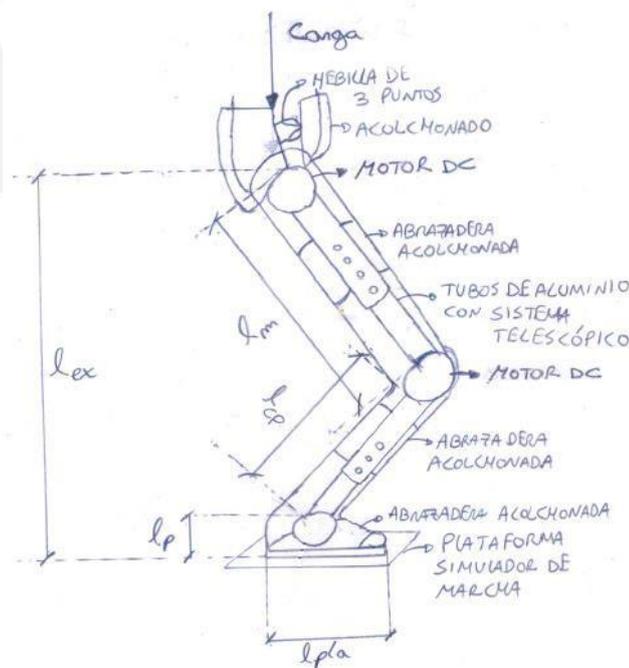


Figura 2.5: Esbozo de la propuesta de diseño a desarrollar¹³

¹³ Esbozo de la propuesta de diseño a desarrollar: Fuente Propia

En la Tabla 2.9 se presenta las longitudes mínimas y máximas de todos los subsistemas así como la carga máxima de diseño.

Tabla 2.9: Dimensionamiento y pesos básicos de la propuesta a desarrollar

NOMBRE	SÍMBOLO	LONGITUD MÍNIMA (cm)	LONGITUD MÁXIMA (cm)	VALOR MAXIMO(kg)
Exoesqueleto	l_{ex}	55	75	-
Muslo	l_m	25	35	-
Circunferencia Muslo	C_m	35 (Fijo)		
Canilla-Pantorrilla	l_{cp}	25	35	-
Circunferencia Canilla	C_{cp}	25 (Fijo)		
Pie	l_p	5 (Fijo)	-	-
Planta del Pie	l_{pla}	20	25	-
Carga x pierna	Carga	-	-	25

El subsistema Tronco contará con un forrado acolchonado, una cinta de poliéster y una hebilla de 3 puntos, los cuales servirán para ajustar el exoesqueleto a las características del paciente.

El subsistema Muslo contará con un forrado acolchonado y una abrazadera ajustable de plástico, esto servirá para ajustar el exoesqueleto a la extremidad del paciente. La estructura de este subsistema podrá variar de altura, entre los valores de 25 a 35 cm (l_m), esto será posible gracias al sistema telescópico con el que contará el mencionado subsistema. Además, contará con un tope mecánico, el cual impedirá que, cuando se llegue al ángulo máximo permitido de movimiento, el paciente sufra algún daño físico en sus extremidades. Este subsistema cuenta con la articulación de la cadera, la cual proporciona el movimiento de toda la estructura. Por ello, contará con un Motor DC con caja reductora que permitirá emular el movimiento de la marcha humana en esta sección del miembro inferior. Además, el Motor DC incluirá un encoder externo en sus características, el cual nos brindará la información sobre la posición angular de la estructura y con ello se decidirá el siguiente movimiento a realizar.

El subsistema Canilla-Pantorrilla contará con un forrado acolchonado y una abrazadera ajustable de plástico, al igual que en el subsistema anterior, esto servirá para ajustar el exoesqueleto a la extremidad del paciente. La estructura de este subsistema podrá variar de altura, entre los valores de 25 y 35 cm (l_{cp}), esto será

posible gracias al sistema telescópico con el que contara esta articulación. Además, contará con un tope mecánico que impedirá que el paciente sufra algún daño físico en sus extremidades cuando se llegue al ángulo máximo permitido de movimiento. Este subsistema cuenta con la articulación de la rodilla, la cual proporciona el movimiento de toda la estructura. Por ello, contará con un Motor DC con caja reductora, el cual incluye un encoder externo, estos elementos permitirán conocer la posición angular de la estructura y con ello se decidirá el siguiente movimiento a realizar, por lo que, permitirán emular el movimiento de la marcha humana en esta extremidad.

Finalmente, el subsistema Pie contará, al igual que los subsistemas anteriores, con un forrado acolchonado y una abrazadera ajustable de plástico para ajustar el exoesqueleto a la extremidad del paciente. Este subsistema tendrá una plataforma atornillada a la base del simulador, el cual servirá para el acople con el simulador de marcha desarrollado en la Pontificia Universidad Católica del Perú. Asimismo, este subsistema cuenta con la articulación del tobillo, el cual replicará el movimiento producido por la plataforma del simulador de marcha y, además, un tope mecánico, los cuales cumplirán las mismas funciones mencionadas en los subsistemas anteriores.

CAPÍTULO 3

CINEMÁTICA Y CINÉTICA DEL DISPOSITIVO

En este capítulo se desarrollará la cinemática y la cinética del cuerpo humano durante la marcha, con lo cual se obtendrá los valores de las aceleraciones lineales y angulares del miembro inferior. Además, se desarrollará la cinética del cuerpo humano sin restricción de movimiento, el cual se da cuando está en conjunto con el dispositivo, y tiene que cumplir las aceleraciones lineales y angulares de la marcha humana, con lo cual se obtendrá las fuerzas de sujeción entre el cuerpo humano y el dispositivo. Luego, se desarrollará la cinética del dispositivo, con lo cual se obtendrá las fuerzas y momentos necesarios para simular el movimiento de la marcha humana. Todos estos análisis, antes mencionados, se desarrollaran durante la fase de balanceo de la marcha humana ya que es nuestro tema de estudio y la fase de estancia de la marcha humana se deja para futuros estudios relaciones con el tema. Por último, se presentará los resultados obtenidos, en el cual figura la fuerza necesaria que tendría que ejercer la plataforma para simular el movimiento de la marcha humana y los momentos involucrados en los subsistemas Muslo y Canilla-Pantorrilla, con lo cual se podrá seleccionar los actuadores rotativos.

3.1 Cinemática y cinética a desarrollar

Durante la marcha humana, los miembros inferiores atraviesan una de los dos fases definidas, previamente, en el andar humano: Estancia o Balanceo; por lo que:

- Para la fase de estancia se utiliza el modelo del triple eslabón invertido, como se muestra en la Figura 3.1 a).
- Para la fase de balanceo se utiliza el modelo del triple eslabón normal, como se muestra en la Figura 3.1 b).

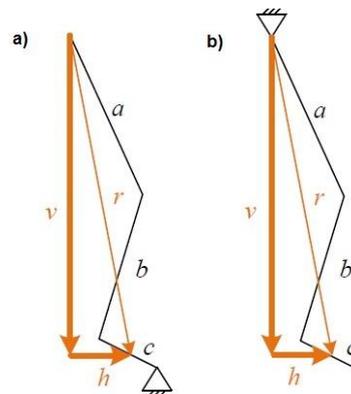


Figura 3.1: a) Modelo triple eslabón invertido b) Modelo triple eslabón normal. [ZENGERLE, 2015]

Como se mencionó anteriormente, el presente trabajo se centrará en el análisis de la fase de balanceo y se dejará para futuros trabajos el análisis de la fase de estancia.

La modelación matemática del mecanismo propuesto se realizará basándose en la dinámica de cuerpos rígidos, aplicando el álgebra compleja.

En primer lugar, para analizar la cinemática del dispositivo se realizará un análisis de posiciones mediante vectores que forman un lazo cerrado, como muestra la figura 3.2.

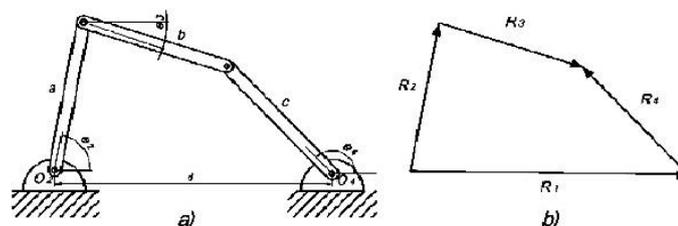


Figura 3.2: Análisis de posiciones mediante vectores de un mecanismo de 4 barras. b) Vectores de posición. [PUJADA, 2010]

Con lo cual tenemos la primera relación, para realizar el análisis de posiciones:

$$\vec{R}_2 + \vec{R}_3 - \vec{R}_4 - \vec{R}_1 = 0 \quad (3.1)$$

Se deriva la ecuación 3.1 para realizar el análisis de velocidades:

$$\frac{d}{dt} [\vec{R}_2 + \vec{R}_3 - \vec{R}_4 - \vec{R}_1] = 0 \quad (3.2)$$

Se deriva la ecuación 3.2 para realizar el análisis de aceleración:

$$\frac{d}{dt^2} [\vec{R}_2 + \vec{R}_3 - \vec{R}_4 - \vec{R}_1] = 0 \quad (3.3)$$

Se aplicará el Método Newtoniano para resolver la cinética de cada elemento del mecanismo.

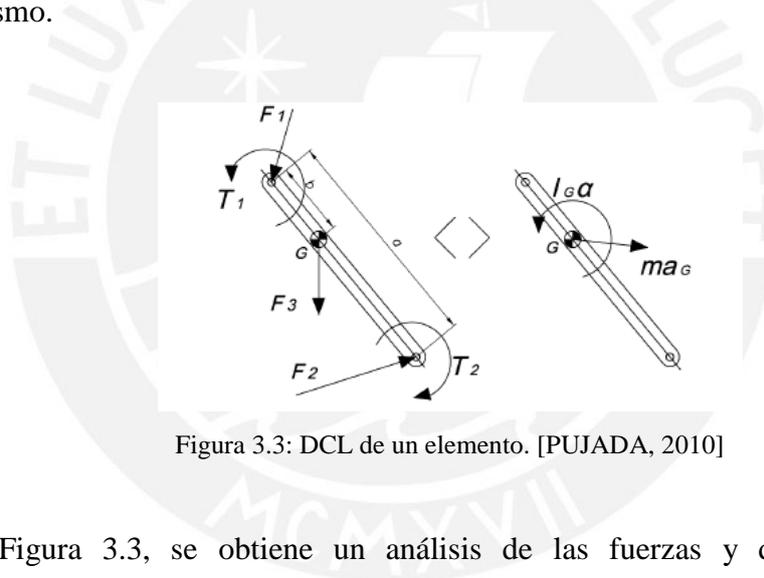


Figura 3.3: DCL de un elemento. [PUJADA, 2010]

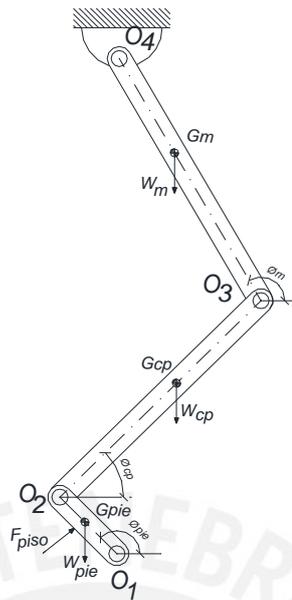
En la Figura 3.3, se obtiene un análisis de las fuerzas y de los momentos involucrados:

$$\sum \vec{F}_i = m_i \vec{a}_{Gi} \quad (3.4)$$

$$\sum \vec{M}_G = I_{Gi} \alpha_i \quad (3.5)$$

3.2 Cuerpo humano durante la marcha

El análisis cinético se resolverá definiendo las cargas y momentos que influyen en los miembros inferiores, como muestra la Figura 3.4 (Anexo 1).


 Figura 3.4: Análisis cinemático del cuerpo humano¹⁴

En el cual:

- W_{pie} representa el peso del pie del individuo.
- W_{cp} representa el peso de la pierna (Canilla-Pantorrilla) del individuo.
- W_m representa el peso del muslo del individuo.
- G_{pie} representa el centro de gravedad del pie del individuo
- G_{cp} representa el centro de gravedad de la pierna (Canilla-Pantorrilla) del individuo.
- G_m representa el centro de gravedad del muslo del individuo.
- \emptyset_{pie} representa el ángulo del pie respecto a la horizontal.
- \emptyset_{cp} representa el ángulo de la pierna (Canilla-Pantorrilla) respecto a la horizontal.
- \emptyset_m representa el ángulo del muslo con respecto a la horizontal.
- F_{piso} representa la fuerza de reacción del piso.

¹⁴ Análisis cinemático del cuerpo humano: Fuente Propia

a) Análisis cinético del Pie

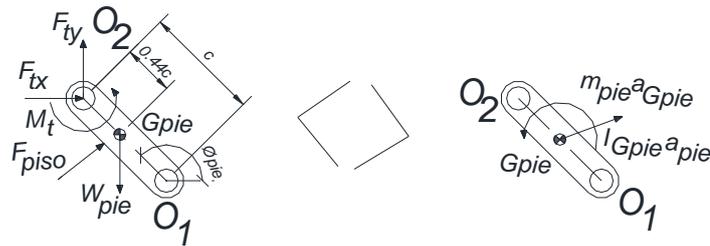


Figura 3.5: Análisis cinético del Pie¹⁵

En el cual:

- M_t representa el momento en la articulación del tobillo.
- F_{piso} representa la fuerza de reacción del piso.
- F_{tx} representa la fuerza de reacción en la articulación del tobillo en el eje X.
- F_{ty} representa la fuerza de reacción en la articulación del tobillo en el eje Y.
- W_{pie} representa el peso del pie del individuo.
- G_{pie} representa el centro de gravedad del pie del individuo.
- \varnothing_{pie} representa el ángulo del pie respecto a la horizontal.
- α_{pie} representa la aceleración angular del pie del individuo.
- a_{Gpie} representa la aceleración lineal del pie del individuo.
- m_{pie} representa la masa del pie del individuo.
- I_{Gpie} representa la inercia del pie del individuo.

Se resuelve la ecuación 3.4:

En el eje X:

$$F_{tx} + F_{px} = m_{pie} a_{Gpie x} \quad (3.6)$$

En el eje Y:

$$F_{ty} + F_{py} - w_{pie} = m_{pie} a_{Gpie y} \quad (3.7)$$

¹⁵ Análisis cinético del Pie: Fuente Propia

Se resuelve la ecuación 3.5 en el punto O_2 :

$$M_t - w_{pie} \cdot \sin(\theta_{pie} - 90) \cdot 0.44c + \sqrt{(F_{px})^2 + (F_{py})^2} \cdot 0.5c = I_{G_{pie}} \alpha_{pie} \quad (3.8)$$

Con lo cual se obtiene un sistema de tres ecuaciones 3.6, 3.7 y 3.8.

b) Análisis cinético de la Pierna (Canilla-Pantorrilla)

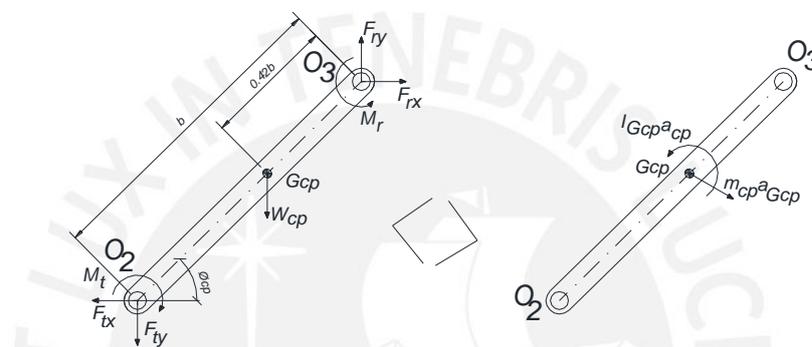


Figura 3.6: Análisis cinético de la Pierna (Canilla-Pantorrilla)¹⁶

En el cual:

- M_t representa el momento en la articulación del tobillo.
- M_r representa el momento en la articulación de la rodilla.
- F_{tx} representa la fuerza de reacción en la articulación del tobillo en el eje X.
- F_{ty} representa la fuerza de reacción en la articulación del tobillo en el eje Y.
- F_{rx} representa la fuerza de reacción en la articulación de la rodilla en el eje X.
- F_{ry} representa la fuerza de reacción en la articulación de la rodilla en el eje Y.
- W_{cp} representa el peso de la pierna (Canilla-Pantorrilla) del individuo.
- G_{cp} representa el centro de gravedad de la pierna (Canilla-Pantorrilla) del individuo.
- θ_{cp} representa el ángulo de la pierna respecto a la horizontal.
- α_{cp} representa la aceleración angular de la pierna del individuo.

¹⁶ Análisis cinético de la Pierna (Canilla-Pantorrilla): Fuente Propia

- a_{Gcp} representa la aceleración lineal de la pierna del individuo.
- m_{cp} representa la masa de la pierna del individuo.
- I_{Gcp} representa la inercia de la pierna del individuo.

Se resuelve la ecuación 3.4:

En el eje X:

$$F_{rx} - F_{tx} = m_{cp} a_{Gcp_x} \quad (3.9)$$

En el eje Y:

$$F_{ry} - F_{ty} - w_{cp} = m_{cp} a_{Gcp_y} \quad (3.10)$$

Se resuelve la ecuación 3.5 en el punto O_3 :

$$M_r - M_t + w_{cp} \cdot \sin(90 + \theta_{cp}) \cdot 0.42b - F_{tx} \cdot \sin \theta_{cp} \cdot b + F_{ty} \cdot \sin(90 - \theta_{cp}) \cdot b = I_{Gcp} \alpha_{cp} \quad (3.11)$$

Con lo cual se obtiene un sistema de tres ecuaciones 3.9, 3.10 y 3.11.

c) Análisis cinético del Muslo

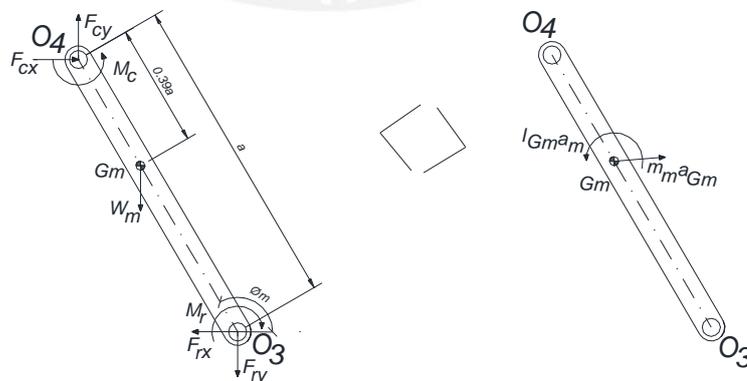


Figura 3.7: Análisis cinético del Muslo¹⁷

¹⁷ Análisis cinético del Muslo: Fuente Propia

En el cual:

- M_c representa el momento en la articulación de la cadera.
- M_r representa el momento en la articulación de la rodilla.
- F_{cx} representa la fuerza de reacción en la articulación de la cadera en el eje X.
- F_{cy} representa la fuerza de reacción en la articulación de la cadera en el eje Y.
- F_{rx} representa la fuerza de reacción en la articulación de la rodilla en el eje X.
- F_{ry} representa la fuerza de reacción en la articulación de la rodilla en el eje Y.
- W_m representa el peso del muslo del individuo.
- G_m representa el centro de gravedad del muslo del individuo.
- θ_m representa el ángulo del muslo respecto a la horizontal.
- α_m representa la aceleración angular del muslo del individuo.
- a_{Gm} representa la aceleración lineal del muslo del individuo.
- m_m representa la masa del muslo del individuo.
- I_{Gm} representa la inercia del muslo del individuo.

Se resuelve la ecuación 3.4:

En el eje X:

$$F_{cx} - F_{rx} = m_m a_{Gmx} \quad (3.12)$$

En el eje Y:

$$F_{cy} - F_{ry} - w_m = m_m a_{Gmy} \quad (3.13)$$

Se resuelve la ecuación 3.5 en el punto O_4 :

$$M_c - M_r - w_m \cdot \sin(\theta_m - 90) \cdot 0.39a - F_{ry} \cdot \sin(\theta_m - 90) \cdot a - F_{rx} \cdot \cos(\theta_m - 90) \cdot a = I_{Gm} \alpha_m \quad (3.14)$$

Con lo cual se obtiene un sistema de tres ecuaciones 3.12, 3.13 y 3.14.

3.3 Cuerpo humano durante la rehabilitación

El análisis cinético se resolverá definiendo las cargas y momentos que influyen en la rehabilitación de los miembros inferiores, como muestra la Figura 3.8 (Anexo 2).

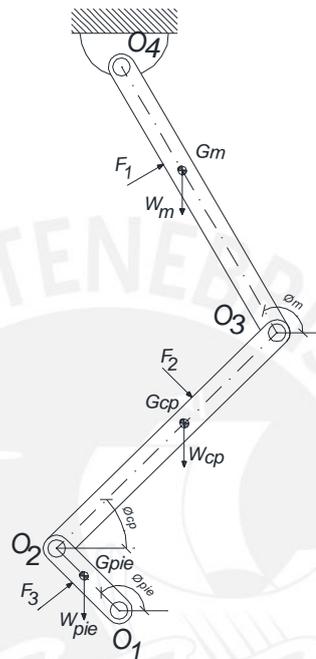


Figura 3.8: Análisis cinemático del cuerpo humano durante la rehabilitación¹⁸

En el cual:

- W_{pie} representa el peso del pie del individuo.
- W_{cp} representa el peso de la pierna (Canilla-Pantorrilla) del individuo.
- W_m representa el peso del muslo del individuo.
- G_{pie} representa el centro de gravedad del pie del individuo
- G_{cp} representa el centro de gravedad de la pierna (Canilla-Pantorrilla) del individuo.
- G_m representa el centro de gravedad del muslo del individuo.
- θ_{pie} representa el ángulo del pie respecto a la horizontal.
- θ_{cp} representa el ángulo de la pierna (Canilla-Pantorrilla) respecto a la horizontal.

¹⁸ Análisis cinemático del cuerpo humano durante la rehabilitación: Fuente Propia

- \emptyset_m representa el ángulo del muslo con respecto a la horizontal.
- F_3 representa la fuerza de reacción entre el cuerpo humano y el dispositivo.
- F_1 representa la fuerza de sujeción en el muslo entre el cuerpo humano y el dispositivo.
- F_2 representa la fuerza de sujeción en la pierna (Canilla-Pantorrilla) entre el cuerpo humano y el dispositivo.

a) Análisis cinético del Pie



Figura 3.9: Análisis cinético del Pie¹⁹

En el cual:

- F_3 representa la fuerza de reacción entre el pie y el dispositivo.
- F_{htx} representa la fuerza de reacción en la articulación del tobillo en el eje X.
- F_{hty} representa la fuerza de reacción en la articulación del tobillo en el eje Y.
- W_{pie} representa el peso del pie del individuo.
- G_{pie} representa el centro de gravedad del pie del individuo.
- \emptyset_{pie} representa el ángulo del pie respecto a la horizontal.
- α_{pie} representa la aceleración angular del pie del individuo.
- a_{Gpie} representa la aceleración lineal del pie del individuo.
- m_{pie} representa la masa del pie del individuo.
- I_{Gpie} representa la inercia del pie del individuo.

Se resuelve la ecuación 3.4:

En el eje X:

¹⁹ Análisis cinético del Pie: Fuente Propia

$$F_{htx} + F_3 \cdot \cos(\theta_{pie} - 90) = m_{pie} a_{Gpie_x} \quad (3.15)$$

En el eje Y:

$$F_{hty} + F_3 \cdot \sin(\theta_{pie} - 90) - w_{pie} = m_{pie} a_{Gpie_y} \quad (3.16)$$

Se resuelve la ecuación 3.5 en el punto O₂:

$$F_3 \cdot 0.5c - w_{pie} \cdot \sin(\theta_{pie} - 90) \cdot 0.44c = I_{Gpie} \alpha_{pie} \quad (3.17)$$

Con lo cual se obtiene un sistema de tres ecuaciones 3.15, 3.16 y 3.17.

b) Análisis cinético de la Pierna (Canilla-Pantorrilla)

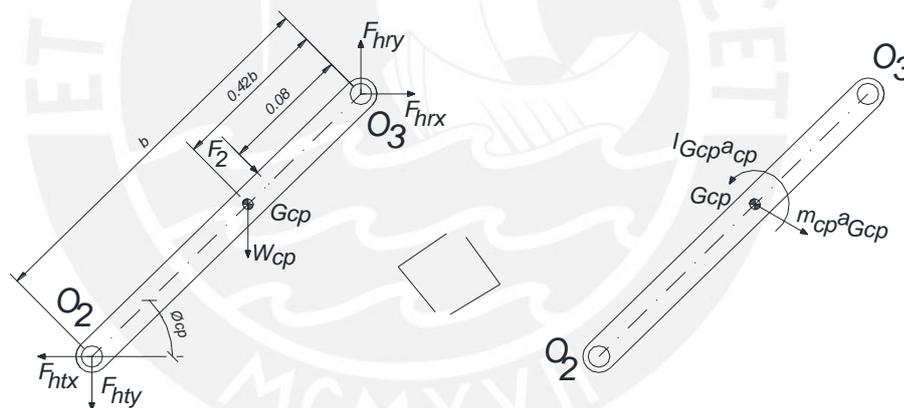


Figura 3.10: Análisis cinético de la Pierna (Canilla-Pantorrilla)²⁰

En el cual:

- F_{htx} representa la fuerza de reacción en la articulación del tobillo en el eje X.
- F_{hty} representa la fuerza de reacción en la articulación del tobillo en el eje Y.
- F_{hrx} representa la fuerza de reacción en la articulación de la rodilla en el eje X.

²⁰ Análisis cinético de la Pierna (Canilla-Pantorrilla): Fuente Propia

- F_{hry} representa la fuerza de reacción en la articulación de la rodilla en el eje Y.
- W_{cp} representa el peso de la pierna (Canilla-Pantorrilla) del individuo.
- G_{cp} representa el centro de gravedad de la pierna (Canilla-Pantorrilla) del individuo.
- θ_{cp} representa el ángulo de la pierna respecto a la horizontal.
- α_{cp} representa la aceleración angular de la pierna del individuo.
- a_{Gcp} representa la aceleración lineal de la pierna del individuo.
- m_{cp} representa la masa de la pierna del individuo.
- I_{Gcp} representa la inercia de la pierna del individuo.

Se resuelve la ecuación 3.4:

En el eje X:

$$F_{hrx} + F_2 \cdot \sin(\theta_{cp}) - F_{htx} = m_{cp} a_{Gcpx} \quad (3.18)$$

En el eje Y:

$$F_{hry} - F_{hty} - F_2 \cdot \cos(\theta_{cp}) - w_{cp} = m_{cp} a_{Gcpy} \quad (3.19)$$

Se resuelve la ecuación 3.5 en el punto O_3 :

$$0,08F_2 + 0,42w_{cp}b \sin(90 - \theta_{cp}) - F_{htx}b \sin \theta_{cp} + F_{hty}b \sin(90 - \theta_{cp}) = I_{Gcp} \alpha_{cp} \quad (3.20)$$

Con lo cual se obtiene un sistema de tres ecuaciones 3.18, 3.19 y 3.20.

c) Análisis cinético del Muslo

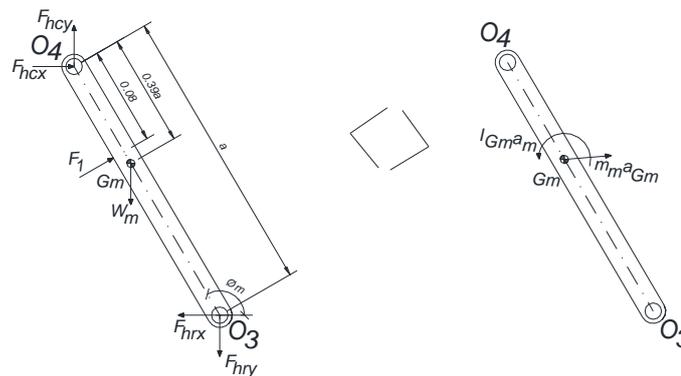


Figura 3.11: Análisis cinético del Muslo²¹

En el cual:

- F_{hcx} representa la fuerza de reacción en la articulación de la cadera en el eje X.
- F_{hcy} representa la fuerza de reacción en la articulación de la cadera en el eje Y.
- F_{hrx} representa la fuerza de reacción en la articulación de la rodilla en el eje X.
- F_{hry} representa la fuerza de reacción en la articulación de la rodilla en el eje Y.
- W_m representa el peso del muslo del individuo.
- G_m representa el centro de gravedad del muslo del individuo.
- θ_m representa el ángulo del muslo respecto a la horizontal.
- α_m representa la aceleración angular del muslo del individuo.
- a_{Gm} representa la aceleración lineal del muslo del individuo.
- m_m representa la masa del muslo del individuo.
- I_{Gm} representa la inercia del muslo del individuo.

Se resuelve la ecuación 3.4,

En el eje X:

²¹ Análisis cinético del Muslo: Fuente Propia

$$F_{hcx} + F_1 \cdot \cos(\theta_m - 90) - F_{hrx} = m_m a_{Gmx} \quad (3.21)$$

En el eje Y:

$$F_{hcy} + F_1 \cdot \sin(\theta_m - 90) - F_{hry} - w_m = m_m a_{Gmy} \quad (3.22)$$

Se resuelve la ecuación 3.5 en el punto O₄:

$$0,08F_1 - 0,39w_m a \sin(\theta_m - 90) - aF_{hry} \sin(\theta_m - 90) - aF_{hrx} \cos(\theta_m - 90) = I_{Gm} \alpha_m \quad (3.23)$$

Con lo cual se obtiene un sistema de tres ecuaciones 3.21, 3.22 y 3.23.

3.4 Exoesqueleto (dispositivo) durante la rehabilitación

El análisis cinético se resolverá definiendo las cargas y momentos que influyen en el exoesqueleto en la rehabilitación de los miembros inferiores, como muestra la Figura 3.12 (Anexo 3).

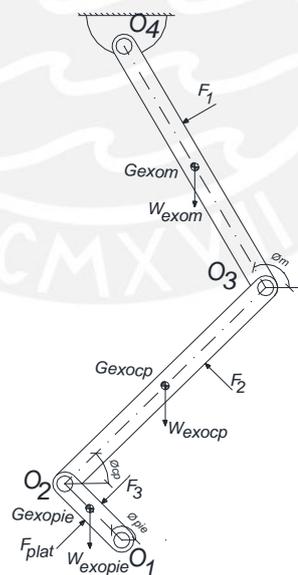


Figura 3.12: Análisis cinemático del exoesqueleto durante la rehabilitación²²

En el cual:

²² Análisis cinemático del exoesqueleto durante la rehabilitación: Fuente Propia

- W_{exopie} representa el peso del subsistema Pie del exoesqueleto.
- W_{exocp} representa el peso del subsistema Canilla-Pantorrilla del exoesqueleto.
- W_{exom} representa el peso del subsistema Muslo del exoesqueleto.
- G_{exopie} representa el centro de gravedad del subsistema Pie del exoesqueleto
- G_{exocp} representa el centro de gravedad del subsistema Canilla-Pantorrilla del exoesqueleto.
- G_{exom} representa el centro de gravedad del subsistema Muslo del exoesqueleto.
- \emptyset_{pie} representa el ángulo del subsistema Pie respecto a la horizontal.
- \emptyset_{cp} representa el ángulo del subsistema Canilla-Pantorrilla respecto a la horizontal.
- \emptyset_{m} representa el ángulo del subsistema Muslo con respecto a la horizontal.
- F_3 representa la fuerza de reacción entre el subsistema Pie y el cuerpo humano.
- F_{plat} representa la fuerza de reacción entre el subsistema Pie y la plataforma.
- F_1 representa la fuerza de sujeción en el subsistema Muslo entre el cuerpo humano y el exoesqueleto.
- F_2 representa la fuerza de sujeción en el subsistema Canilla-Pantorrilla entre el cuerpo humano y el exoesqueleto.

a) Análisis cinético del subsistema Pie

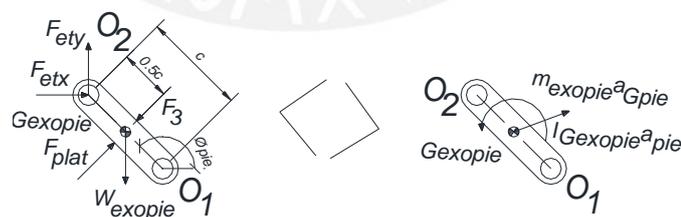


Figura 3.13: Análisis cinético del subsistema Pie²³

En el cual:

²³ Análisis cinético del subsistema Pie: Fuente Propia

- F_3 representa la fuerza de reacción entre el subsistema Pie y el cuerpo humano.
- F_{plat} representa la fuerza de reacción entre el subsistema Pie y la plataforma.
- F_{etx} representa la fuerza de reacción en la articulación del tobillo en el eje X.
- F_{ety} representa la fuerza de reacción en la articulación del tobillo en el eje Y.
- W_{exopie} representa el peso del subsistema Pie del exoesqueleto.
- G_{exopie} representa el centro de gravedad del subsistema Pie del exoesqueleto.
- θ_{pie} representa el ángulo del subsistema Pie respecto a la horizontal.
- α_{pie} representa la aceleración angular del subsistema Pie del exoesqueleto.
- a_{Gpie} representa la aceleración lineal del subsistema Pie del exoesqueleto.
- m_{exopie} representa la masa del subsistema Pie del exoesqueleto.
- $I_{Gexopie}$ representa la inercia del subsistema Pie del exoesqueleto.

Se resuelve la ecuación 3.4:

En el eje X:

$$F_{etx} + F_{plat} \cdot \cos(\theta_{pie} - 90) - F_3 \cdot \cos(\theta_{pie} - 90) = m_{exopie} a_{Gpie_x} \quad (3.24)$$

En el eje Y:

$$F_{ety} + F_{plat} \cdot \sin(\theta_{pie} - 90) - F_3 \cdot \sin(\theta_{pie} - 90) - w_{exopie} = m_{exopie} a_{Gpie_y} \quad (3.25)$$

Se resuelve la ecuación 3.5 en el punto O_2 :

$$F_{plat} \cdot 0.5c - F_3 \cdot 0.5c - w_{exopie} \cdot \sin(\theta_{pie} - 90) \cdot 0.5c = I_{Gexopie} \alpha_{pie} \quad (3.26)$$

Con lo cual se obtiene un sistema de tres ecuaciones 3.24, 3.25 y 3.26.

b) Análisis cinético del subsistema Canilla-Pantorrilla

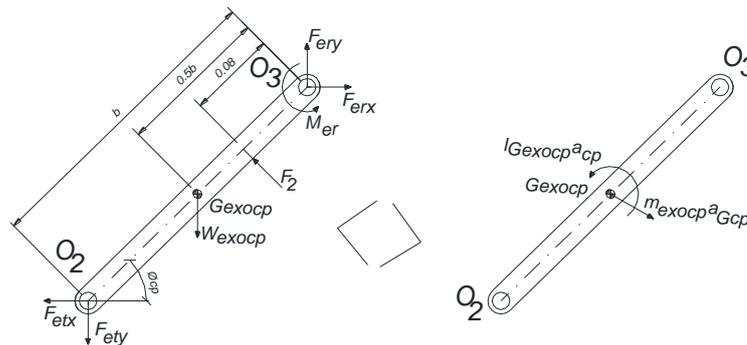


Figura 3.14: Análisis cinético del subsistema Canilla-Pantorrilla²⁴

En el cual:

- F_{etx} representa la fuerza de reacción en la articulación del tobillo en el eje X.
- F_{ety} representa la fuerza de reacción en la articulación del tobillo en el eje Y.
- F_{erx} representa la fuerza de reacción en la articulación de la rodilla en el eje X.
- F_{ery} representa la fuerza de reacción en la articulación de la rodilla en el eje Y.
- M_{er} representa el momento en la articulación de la rodilla del exoesqueleto.
- W_{exocp} representa el peso del subsistema Canilla-Pantorrilla del exoesqueleto.
- G_{exocp} representa el centro de gravedad del subsistema Canilla-Pantorrilla del exoesqueleto.
- θ_{cp} representa el ángulo del subsistema Canilla-Pantorrilla respecto a la horizontal.
- α_{cp} representa la aceleración angular del subsistema Canilla-Pantorrilla del exoesqueleto.
- a_{Gcp} representa la aceleración lineal de la pierna del individuo.
- m_{exocp} representa la masa del subsistema Canilla-Pantorrilla del exoesqueleto.
- I_{Gexocp} representa la inercia del subsistema Canilla-Pantorrilla del exoesqueleto.

²⁴ Análisis cinético del subsistema Canilla-Pantorrilla: Fuente Propia

Se resuelve la ecuación 3.4:

En el eje X:

$$F_{erx} - F_2 \cdot \sin(\theta_{cp}) - F_{etx} = m_{exocp} a_{Gcp} \quad (3.27)$$

En el eje Y:

$$F_{ery} - F_{ety} + F_2 \cdot \cos(\theta_{cp}) - w_{exocp} = m_{exocp} a_{Gcpy} \quad (3.28)$$

Se resuelve la ecuación 3.5 en el punto O₃:

$$M_{er} - F_2 \cdot 0.08 + w_{exocp} \cdot \sin(90 - \theta_{cp}) \cdot 0.5b - F_{etx} \cdot \sin \theta_{cp} \cdot b + F_{ety} \cdot \sin(90 - \theta_{cp}) \cdot b = I_{Gcp} \alpha_{cp} \quad (3.29)$$

Con lo cual se obtiene un sistema de tres ecuaciones 3.27, 3.28 y 3.29.

c) Análisis cinético del subsistema Muslo

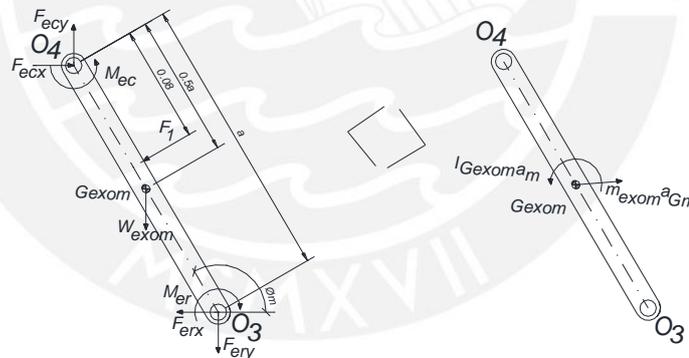


Figura 3.15: Análisis cinético del Muslo²⁵

En el cual:

- M_{er} representa el momento en la articulación de la rodilla del exoesqueleto.
- M_{ec} representa el momento en la articulación de la cadera del exoesqueleto.

²⁵ Análisis cinético del Muslo: Fuente Propia

- F_{ecx} representa la fuerza de reacción en la articulación de la cadera en el eje X.
- F_{ecy} representa la fuerza de reacción en la articulación de la cadera en el eje Y.
- F_{erx} representa la fuerza de reacción en la articulación de la rodilla en el eje X.
- F_{ery} representa la fuerza de reacción en la articulación de la rodilla en el eje Y.
- W_{exom} representa el peso del subsistema Muslo del exoesqueleto.
- G_{exom} representa el centro de gravedad del subsistema Muslo del exoesqueleto.
- θ_m representa el ángulo del subsistema Muslo respecto a la horizontal.
- α_m representa la aceleración angular del subsistema Muslo del individuo.
- a_{Gm} representa la aceleración lineal del subsistema Muslo del individuo.
- m_{exom} representa la masa del subsistema Muslo del exoesqueleto.
- I_{Gexom} representa la inercia del subsistema Muslo del exoesqueleto.

Se resuelve la ecuación 3.4:

En el eje X:

$$F_{ecx} - F_1 \cdot \cos(\theta_m - 90) - F_{erx} = m_{exom} a_{Gmx} \quad (3.30)$$

En el eje Y:

$$F_{ecy} - F_1 \cdot \sin(\theta_m - 90) - F_{ery} - w_{exom} = m_{exom} a_{Gmy} \quad (3.31)$$

Se resuelve la ecuación 3.5 en el punto O_4 :

$$M_{ec} - M_{er} - F_1 \cdot 0.08 - w_{exom} \cdot \sin(\theta_m - 90) \cdot 0.5a - F_{ery} \cdot \sin(\theta_m - 90) \cdot a - F_{erx} \cdot \cos(\theta_m - 90) \cdot a = I_{Gexom} \alpha_m \quad (3.32)$$

Con lo cual se obtiene un sistema de tres ecuaciones 3.30, 3.31 y 3.32.

3.5 Resultados de análisis cinético del dispositivo

Se resuelve las ecuaciones presentadas en el apartado anterior y como se menciona en el Anexo 5, se estudia el caso de la fase de balanceo de la marcha humana durante los Frames 69 y Frames 95 (Anexo 4) [WINTER, 2006] para obtener mejores resultados. Por lo expuesto, se presenta en la Tabla 3.1 los valores máximos de la fuerza necesaria que tendría que ofrecer la plataforma PUCP (F_{pla}), el momento que debe proporcionar el actuador rotativo en la rodilla (M_r) y el momento que debe proporcionar el actuador rotativo en la cadera (M_c). Estos valores se presentan al 50% de la cinemática y al 100% de la cinemática (velocidad natural).

Tabla 3.1: Valores máximos

	50% de la cinemática	100% de la cinemática
Fuerza plataforma (F_{pla})	14.63 N	20.07 N
Momento rodilla (M_r)	14.8 Nm	23.43 Nm
Momento cadera (M_c)	27.11 Nm	38.59 Nm

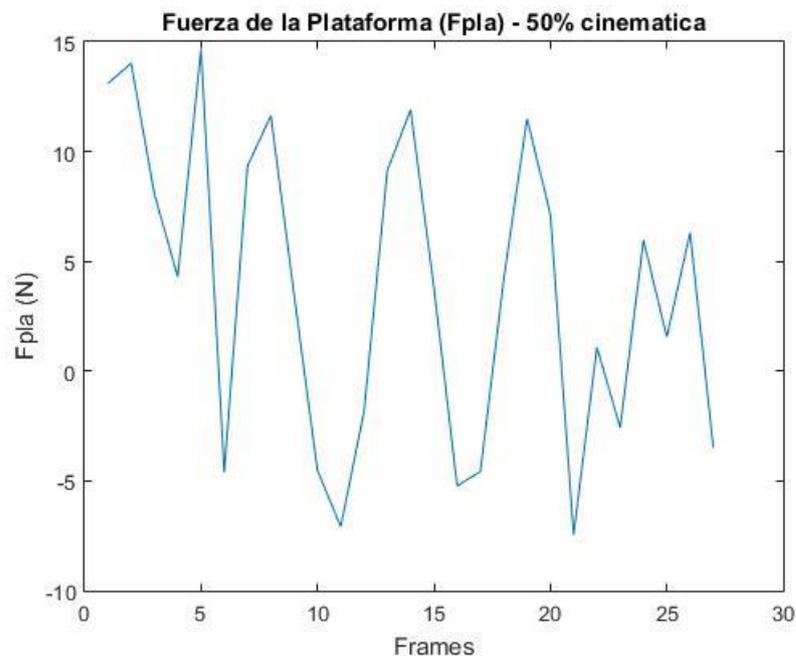


Figura 3.12: Fuerza de la Plataforma (F_{pla}) – 50% cinemática²⁶

²⁶ Fuerza de la Plataforma (F_{pla}) – 50% cinemática: Fuente Propia

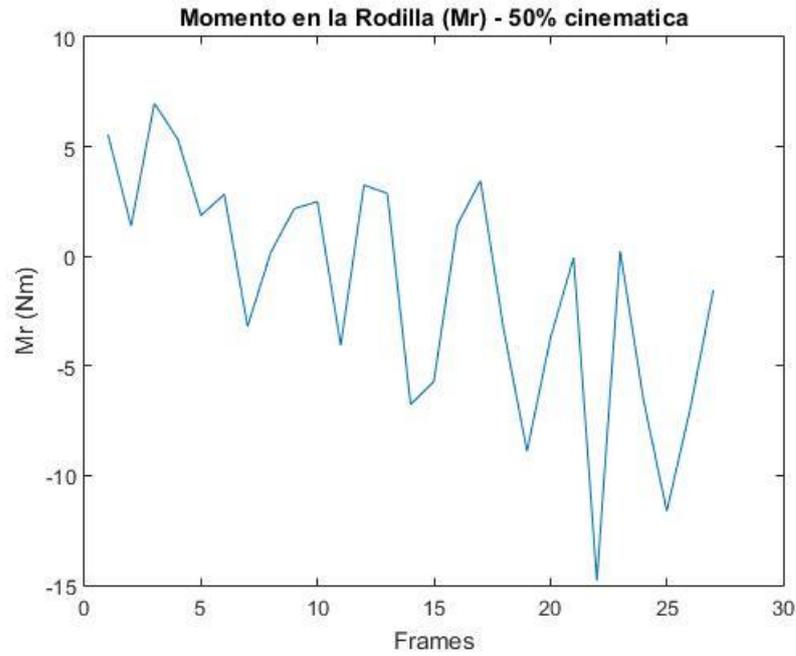


Figura 3.13: Momento en la rodilla (M_r) – 50% cinemática²⁷

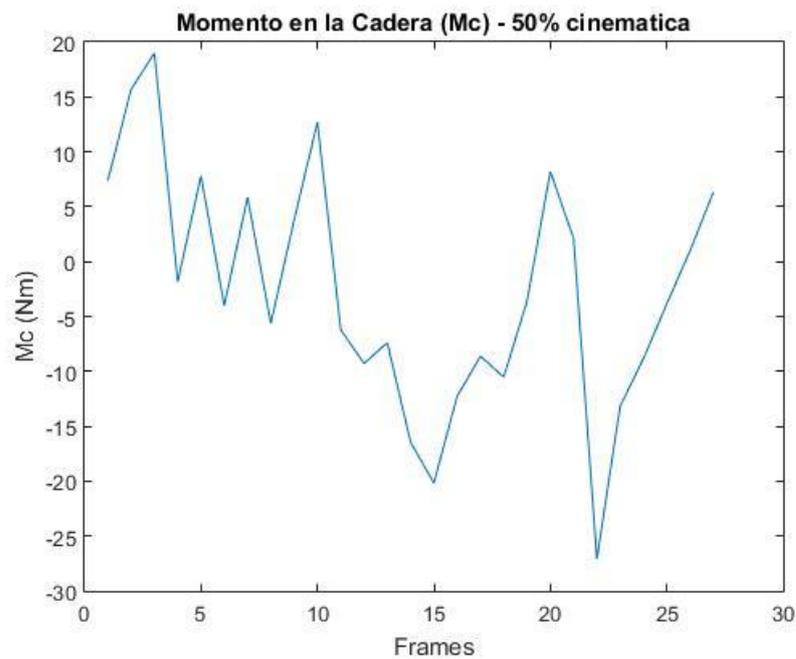


Figura 3.14: Momento en la cadera (M_c) – 50% cinemática²⁸

²⁷ Momento en la rodilla (M_r) – 50% cinemática: Fuente Propia

²⁸ Momento en la cadera (M_c) – 50% cinemática: Fuente Propia

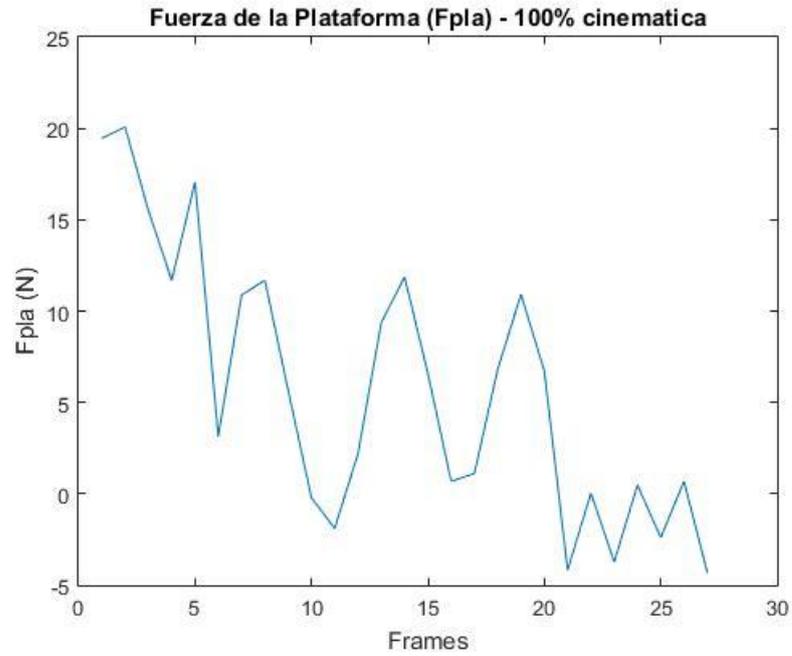


Figura 3.15: Fuerza de la Plataforma (F_{pla}) – 100% cinemática²⁹

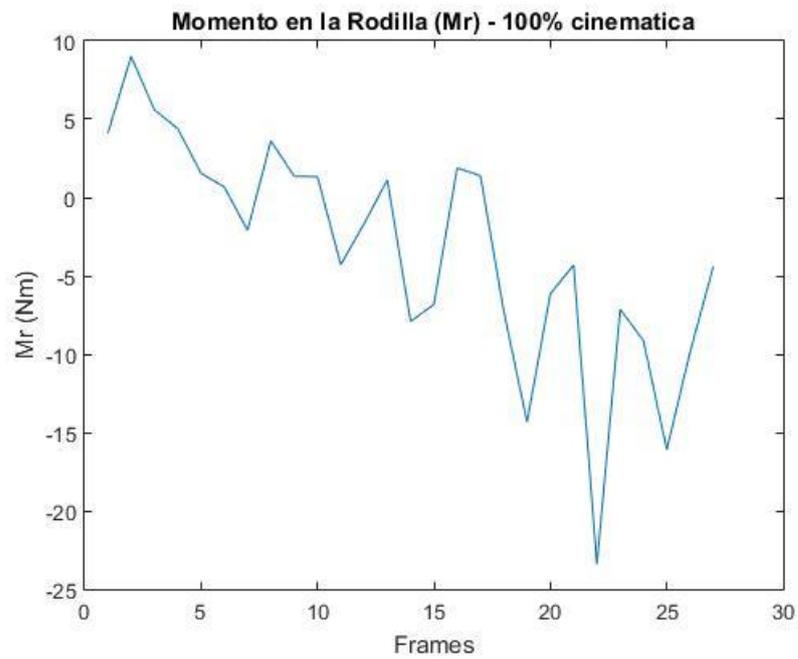


Figura 3.16: Momento en la rodilla (M_r) – 100% cinemática³⁰

²⁹ Fuerza de la Plataforma (F_{pla}) – 100% cinemática: Fuente Propia

³⁰ Momento en la rodilla (M_r) – 100% cinemática: Fuente Propia

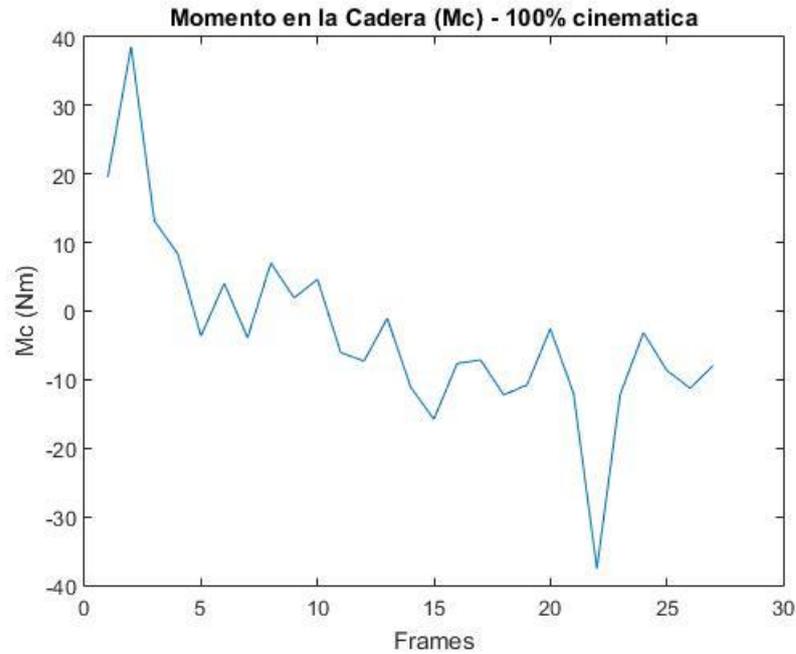


Figura 3.17: Momento en la cadera (M_c) – 100% cinemática³¹

Las rehabilitaciones en la marcha humana se suelen dar al 50 o 60% de la cinemática pero en este trabajo se vio conveniente escoger un actuador rotativo que cumpliera el 100% de la cinemática por si en la rehabilitación se requiere esa opción. Por ello, se optó por la elección de los actuadores rotativos de la marca Maxon Motor, el cual nos ofrece el actuador rotativo RE 50 Ø50 mm – 200W en la cual se añadirá una caja reductora planetaria GP 62 A Ø62 mm y un Encoder HEDL 5540, el conjunto nos proporciona un torque de 50 Nm, lo cual cumple con los requerimientos de movimiento del dispositivo mostrados en la Tabla 3.1 (Anexo 6).

³¹ Momento en la cadera (M_c) – 100% cinemática: Fuente Propia

CAPÍTULO 4

DISEÑO MECÁNICO

En este capítulo se presentará el diseño mecánico del dispositivo, para lo cual, primero se presenta de forma completa el dispositivo diseñado. Luego, se mostrará el diseño de cada subsistema del dispositivo para un mejor entendimiento de lo desarrollado. Además, se mostrará el análisis de deformaciones de las piezas más importantes en las condiciones máximas de trabajo. Por último, se presenta un listado de los planos de despiece y ensamble del dispositivo.

4.1 Diseño mecánico del dispositivo

En el diseño mecánico del dispositivo se optó por utilizar el programa Autodesk Inventor Professional, por lo cual, las imágenes presentadas en este apartado se basarán en esa interface. En la Figura 4.1, se muestra el diseño del dispositivo con todos los subsistemas ensamblados y como se observar, el dispositivo cuenta con una viga de soporte, el cual se puede adaptar a desplazamientos verticales, esto se deja para trabajos futuros sobre el desplazamiento del centro de gravedad del cuerpo humano durante la marcha.

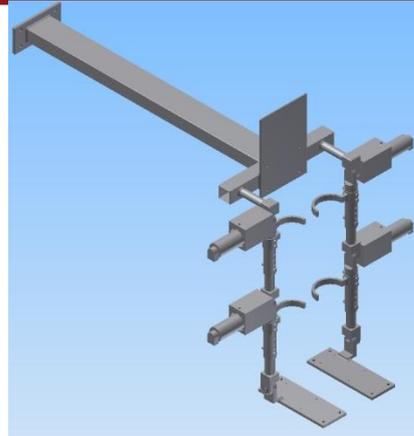


Figura 4.1: Diseño mecánico del dispositivo³²

4.1.1 Subsistema Tronco

En la Figura 4.2 se muestra el diseño del subsistema Tronco, el cual sujetará los demás subsistemas. Además, contará con forro acolchonado para el respaldar de la persona en rehabilitación.

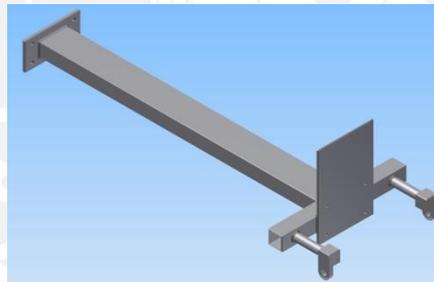


Figura 4.2: Diseño del subsistema Tronco³³

4.1.2 Subsistema Muslo

En la Figura 4.3 se muestra el diseño del subsistema Muslo, el cual proporcionará el movimiento al muslo de la persona en rehabilitación. Este subsistema podrá variar de altura con solo colocar el pin en la altura deseada. La sujeción entre el ser humano y el subsistema se hará mediante forrado acolchonado para evitar lesiones.

³² Diseño mecánico del dispositivo: Fuente Propia

³³ Diseño del subsistema Tronco: Fuente Propia



Figura 4.3: Diseño del subsistema Muslo³⁴

4.1.3 Subsistema Canilla-Pantorrilla

En la Figura 4.4 se muestra el diseño del subsistema Canilla-Pantorrilla, el cual proporcionará el movimiento a la pierna de la persona en rehabilitación. Este subsistema podrá variar de altura con solo colocar el pin en la altura deseada. La sujeción entre el ser humano y el subsistema se hará mediante forrado acolchonado para evitar lesiones.



Figura 4.4: Diseño del subsistema Canilla-Pantorrilla³⁵

4.1.4 Subsistema Pie

En la Figura 4.5 se muestra el diseño del subsistema Pie, el cual proporcionará el movimiento generado por la plataforma del simulador de marcha, desarrollado por la Pontificia Universidad Católica del Perú, al pie de la persona en rehabilitación. Además, el subsistema Pie se acoplará al simulador mediante la sujeción de tornillos. La sujeción entre el ser humano y el subsistema se hará mediante forrado acolchonado para evitar lesiones.

³⁴ Diseño del subsistema Muslo: Fuente Propia

³⁵ Diseño del subsistema Canilla-Pantorrilla: Fuente Propia

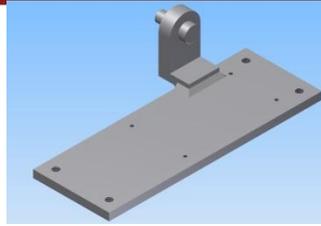


Figura 4.5: Diseño del subsistema Pie³⁶

4.2 Análisis de deformaciones

En el análisis de deformaciones de las piezas más importantes del dispositivo, se utilizó el método de elementos finitos, para lo cual, se optó por el programa ANSYS. Se analizaron las deformaciones de las piezas en las condiciones máximas de trabajo.

En la Figura 4.6 se muestra la ubicación de la fuerza para el análisis de elementos finitos en la viga del subsistema tronco. En la Figura 4.7 muestra el resultado del análisis de deformación, la cual en condición máxima de trabajo es de 0.476mm, lo cual es aceptable para el diseño del dispositivo.

En la Figura 4.8 se muestra la ubicación de las fuerzas de tracción y compresión y los momentos involucrados en la articulación del muslo del dispositivo. En la Figura 4.9 se muestra los resultados del análisis de deformación, la cual para el caso de tracción es de 1.5481 micrómetros y para el caso de compresión es de 1.5047 micrómetros.

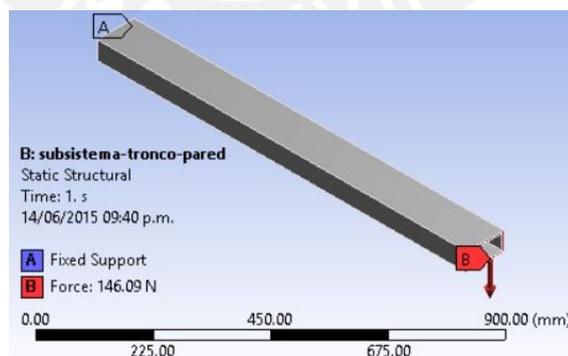


Figura 4.6: Ubicación de la fuerza en la viga del subsistema Tronco³⁷

³⁶ Diseño del subsistema Pie: Fuente Propia

³⁷ Ubicación de la fuerza en la viga del subsistema Tronco: Fuente Propia

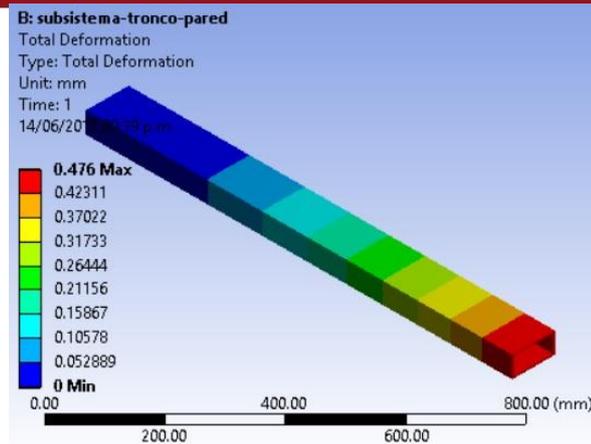


Figura 4.7: Resultados del análisis de deformación³⁸

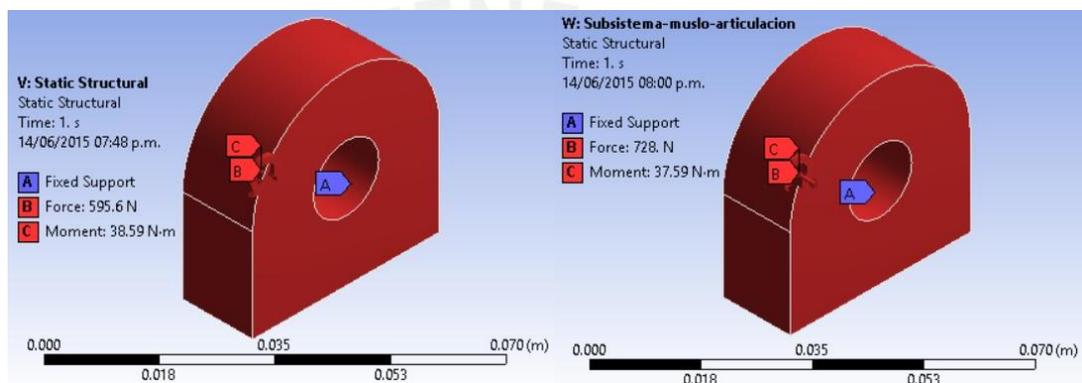


Figura 4.8: Izquierda: Ubicación de cargas y momentos de tracción, Derecha: Ubicación cargas y momentos de compresión³⁹

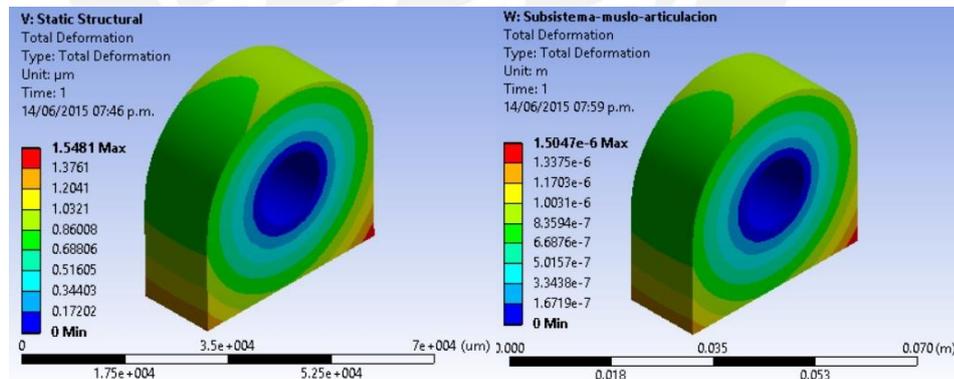


Figura 4.9: Izquierda: Resultados del análisis de deformación de tracción, Derecha: Resultados del análisis de deformación de compresión⁴⁰

³⁸ Resultados del análisis de deformación: Fuente Propia

³⁹ Izquierda: Ubicación de cargas y momentos de tracción, Derecha: Ubicación cargas y momentos de compresión: Fuente Propia

⁴⁰ Izquierda: Resultados del análisis de deformación de tracción, Derecha: Resultados del análisis de deformación de compresión: Fuente Propia

En la Figura 4.10 se muestra la ubicación de las fuerzas de tracción y compresión y los momentos involucrados en la articulación del subsistema Canilla-Pantorrilla del dispositivo. En la Figura 4.11 se muestra los resultados del análisis de deformación, la cual para el caso de tracción es de 0.3742 micrómetros y para el caso de compresión es de 0.9352 micrómetros, lo cual es aceptable para el diseño del dispositivo.

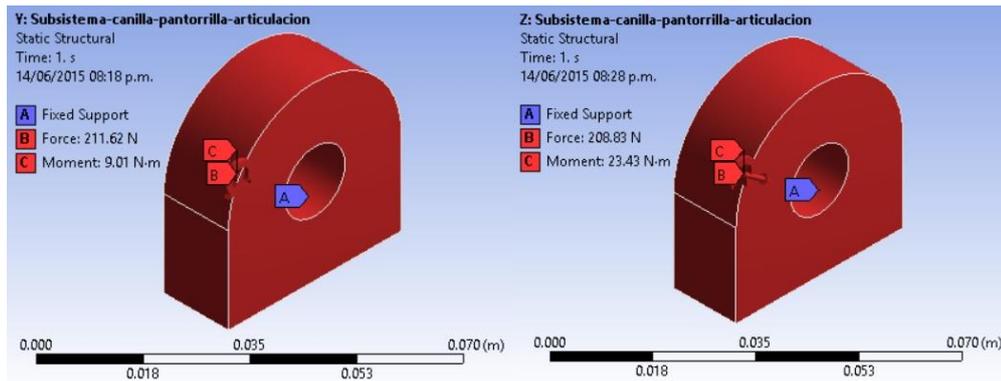


Figura 4.10: Izquierda: Ubicación de cargas y momentos de tracción, Derecha: Ubicación cargas y momentos de compresión⁴¹

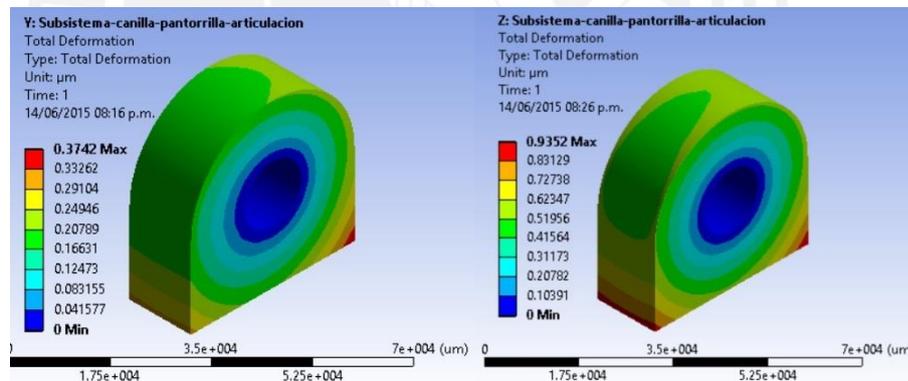


Figura 4.11: Izquierda: Resultados del análisis de deformación de tracción, Derecha: Resultados del análisis de deformación de compresión⁴²

En la Figura 4.12 se muestra la ubicación de las fuerzas de tracción y compresión en la articulación del subsistema Pie del dispositivo. En la Figura 4.13 se muestra los resultados del análisis de deformación, la cual para el caso de tracción es de 0.01357 micrómetros y para el caso de compresión es de 0.010108 micrómetros, lo cual es aceptable para el diseño del dispositivo.

⁴¹ Izquierda: Ubicación de cargas y momentos de tracción, Derecha: Ubicación cargas y momentos de compresión: Fuente Propia

⁴² Izquierda: Resultados del análisis de deformación de tracción, Derecha: Resultados del análisis de deformación de compresión: Fuente Propia

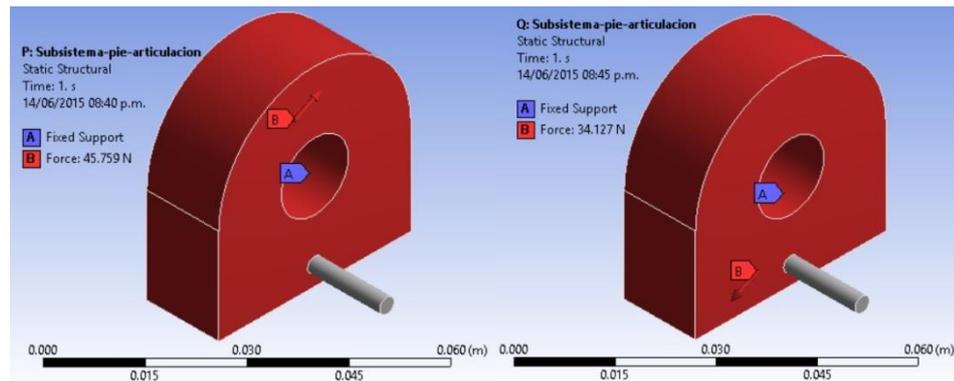


Figura 4.12: Izquierda: Ubicación de cargas de tracción, Derecha: Ubicación cargas de compresión⁴³

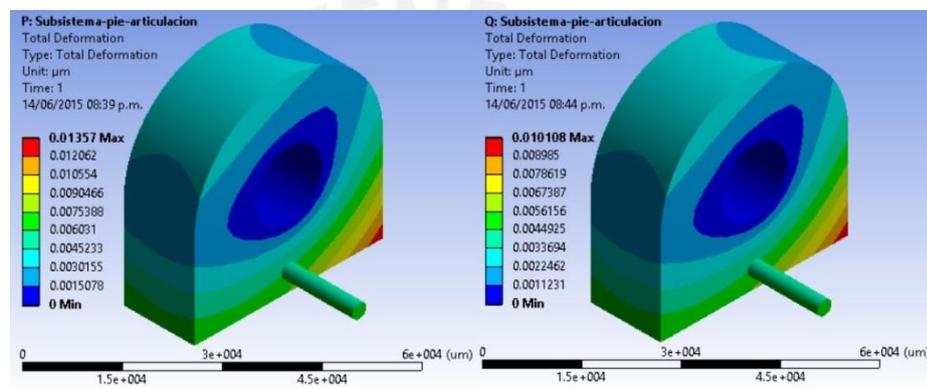


Figura 4.13: Izquierda: Resultados del análisis de deformación de tracción, Derecha: Resultados del análisis de deformación de compresión⁴⁴

En la Figura 4.14 se muestra la ubicación de las fuerzas de tracción y compresión en el elemento de sujeción del subsistema Muslo con el ser humano. En la Figura 4.15 se muestra los resultados del análisis de deformación, la cual para el caso de tracción es de 0,47077mm y para el caso de compresión es de 0,3451mm, lo cual es aceptable para el diseño del dispositivo.

En la Figura 4.16 se muestra la ubicación de las fuerzas de tracción y compresión en el elemento de sujeción del subsistema Canilla-Pantorrilla con el ser humano. En la Figura 4.17 se muestra los resultados del análisis de deformación, la cual para el caso de tracción es de 0,18416mm y para el caso de compresión es de 0,29034mm, lo cual es aceptable para el diseño del dispositivo.

⁴³ Izquierda: Ubicación de cargas de tracción, Derecha: Ubicación cargas de compresión: Fuente Propia

⁴⁴ Izquierda: Resultados del análisis de deformación de tracción, Derecha: Resultados del análisis de deformación de compresión: Fuente Propia

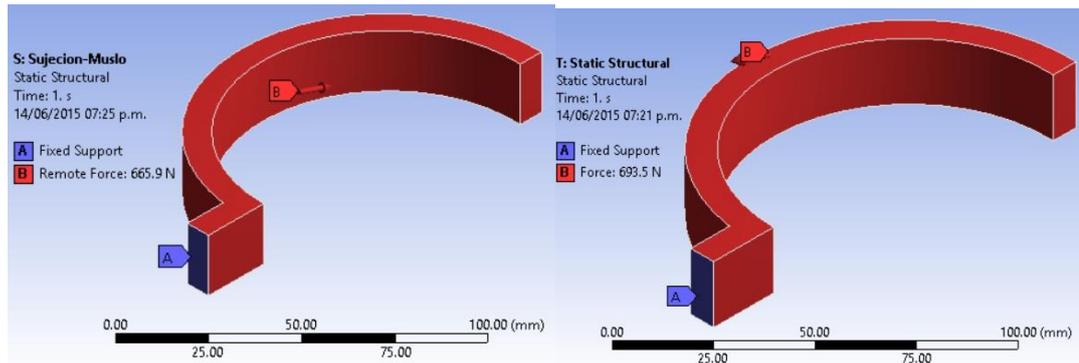


Figura 4.14: Izquierda: Ubicación de cargas de tracción, Derecha: Ubicación cargas de compresión⁴⁵

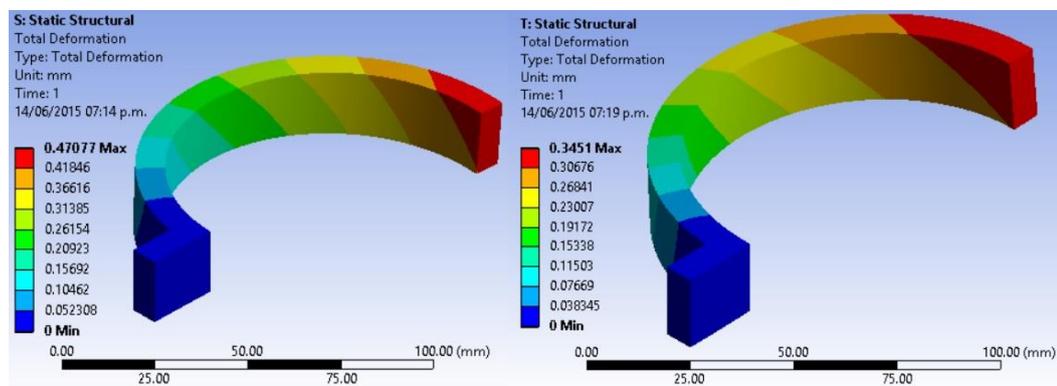


Figura 4.15: Izquierda: Resultados del análisis de deformación de tracción, Derecha: Resultados del análisis de deformación de compresión⁴⁶

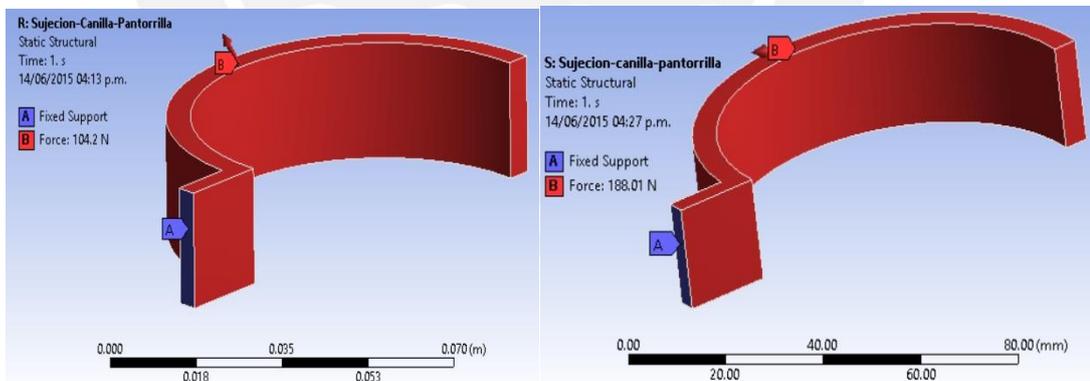


Figura 4.16: Izquierda: Ubicación de cargas de tracción, Derecha: Ubicación cargas de compresión⁴⁷

⁴⁵ Izquierda: Ubicación de cargas de tracción, Derecha: Ubicación cargas de compresión: Fuente Propia

⁴⁶ Izquierda: Resultados del análisis de deformación de tracción, Derecha: Resultados del análisis de deformación de compresión: Fuente Propia

⁴⁷ Izquierda: Ubicación de cargas de tracción, Derecha: Ubicación cargas de compresión: Fuente Propia

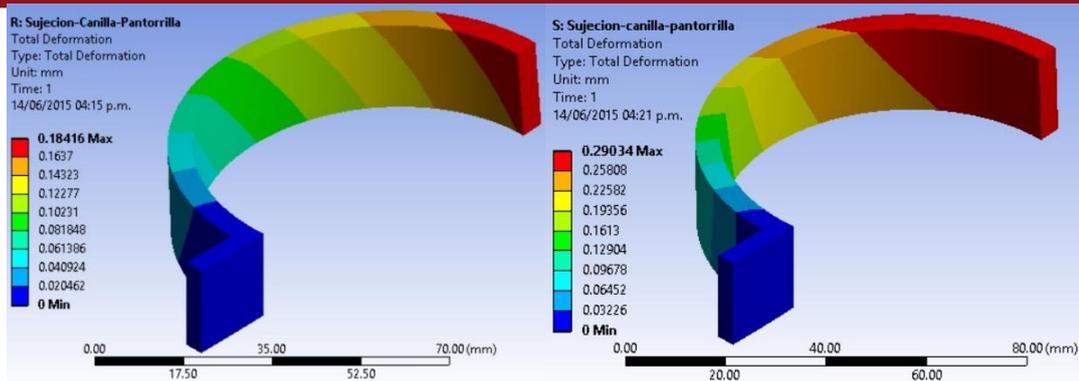


Figura 4.17: Izquierda: Resultados del análisis de deformación de tracción, Derecha: Resultados del análisis de deformación de compresión⁴⁸

En la Figura 4.18 se muestra la ubicación de las fuerzas de tracción y compresión en el pin de ajuste de altura del subsistema Muslo. En la Figura 4.19 se muestra los resultados del análisis de deformación, la cual para el caso de tracción es de 1,8955 micrómetro y para el caso de compresión es de 2,3168 micrómetros, lo cual es aceptable para el diseño del dispositivo.

En la Figura 4.20 se muestra la ubicación de las fuerzas de tracción y compresión en el pin de ajuste de altura del subsistema Canilla-Pantorrilla. En la Figura 4.21 se muestra los resultados del análisis de deformación, la cual para el caso de tracción es de 0,67358 micrómetros y para el caso de compresión es de 0,66414 micrómetros, lo cual es aceptable para el diseño del dispositivo.

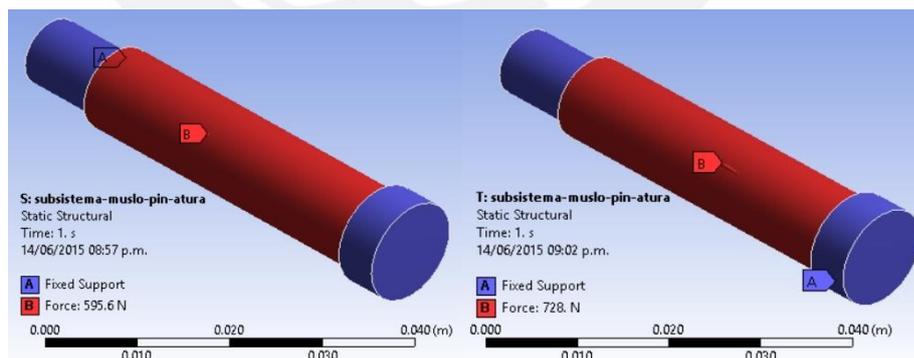


Figura 4.18: Izquierda: Ubicación de cargas de tracción, Derecha: Ubicación cargas de compresión⁴⁹

⁴⁸ Izquierda: Resultados del análisis de deformación de tracción, Derecha: Resultados del análisis de deformación de compresión: Fuente Propia

⁴⁹ Izquierda: Ubicación de cargas de tracción, Derecha: Ubicación cargas de compresión: Fuente Propia

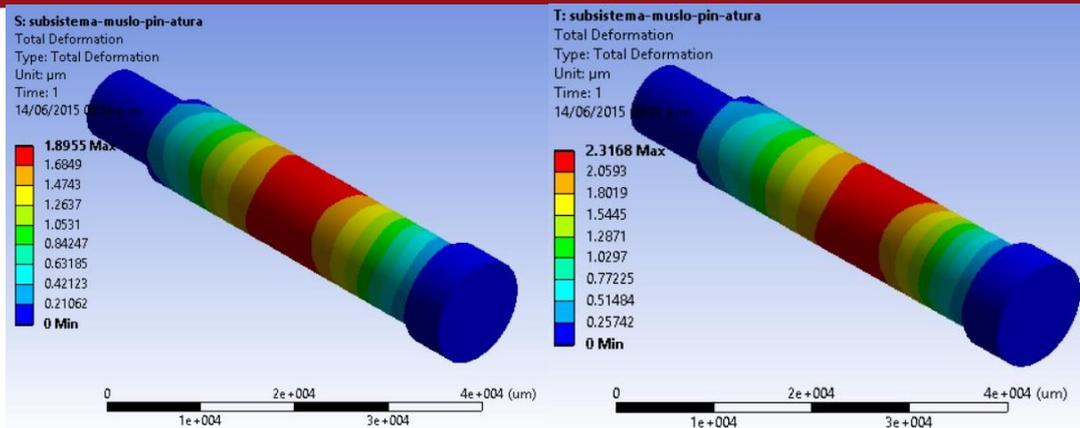


Figura 4.19: Izquierda: Resultados del análisis de deformación de tracción, Derecha: Resultados del análisis de deformación de compresión⁵⁰

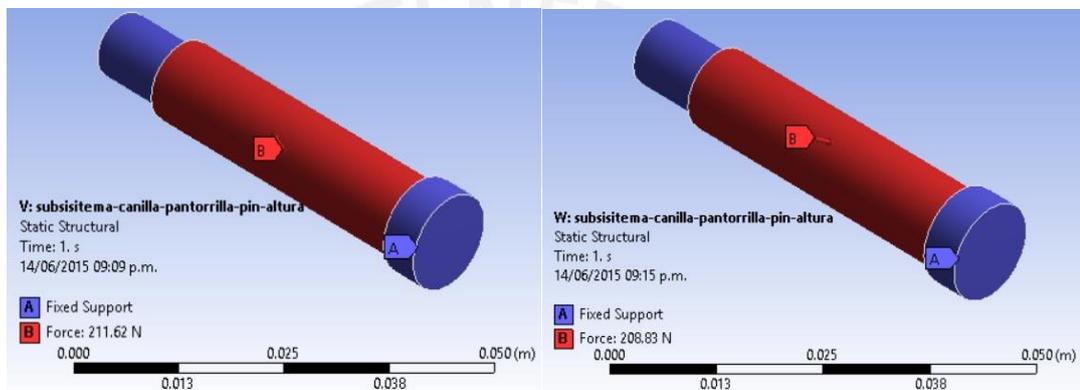


Figura 4.20: Izquierda: Ubicación de cargas de tracción, Derecha: Ubicación cargas de compresión⁵¹

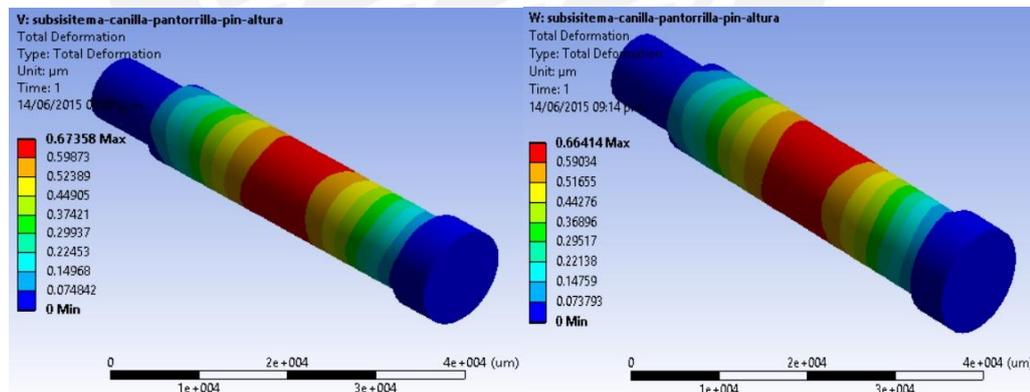


Figura 4.21: Izquierda: Resultados del análisis de deformación de tracción, Derecha: Resultados del análisis de deformación de compresión⁵²

⁵⁰ Izquierda: Resultados del análisis de deformación de tracción, Derecha: Resultados del análisis de deformación de compresión: Fuente Propia

⁵¹ Izquierda: Ubicación de cargas de tracción, Derecha: Ubicación cargas de compresión: Fuente Propia

⁵² Izquierda: Resultados del análisis de deformación de tracción, Derecha: Resultados del análisis de deformación de compresión: Fuente Propia

4.3 Planos del diseño mecánico

En las tablas 4.1 y 4.2 se muestran la lista de planos de despiece y ensamble.

Tabla 4.1: Listado de planos de despiece

Planos de Despiece (Anexo 7)			
Subsistema Tronco			
Ítem	Código	Descripción	Plano
1	PD-T1	Subsistema Tronco	A1
Subsistema Muslo			
Ítem	Código	Descripción	Plano
1	PD-M1	Superior	A3
2	PD-M2	Inferior	A3
3	PD-M3	Sujeción Humano Izquierda	A3
4	PD-M4	Sujeción Humano Derecha	A3
Subsistema Canilla-Pantorrilla			
Ítem	Código	Descripción	Plano
1	PD-CP1	Superior	A3
2	PD-CP2	Inferior	A3
3	PD-CP3	Sujeción Humano Izquierda	A3
4	PD-CP4	Sujeción Humano Derecha	A3
Subsistema Pie			
Ítem	Código	Descripción	Plano
1	PD-P1	Plataforma	A2
2	PD-P2	Pin	A3
Dispositivo			
Ítem	Código	Descripción	Plano
1	PD-D1	Pin Seguridad	A3

Tabla 4.2: Listado de planos de ensamble

Planos de Ensamble (Anexo 7)			
Ítem	Código	Descripción	Plano
1	PE-M1	Subsistema Muslo Izquierda	A2
2	PE-M2	Subsistema Muslo Derecha	A2
3	PE-CP1	Subsistema Canilla - Pantorrilla Izquierda	A2
4	PE-CP2	Subsistema Canilla - Pantorrilla Derecha	A2
5	PE-P1	Subsistema Pie Izquierda	A2
6	PE-P2	Subsistema Pie Derecha	A2
7	PE-G	Dispositivo	A1

CAPÍTULO 5

SISTEMA DE CONTROL

En este capítulo se desarrollará de manera preliminar el sistema de control del dispositivo para lo cual, primero, se presenta un esquema general del sistema de control en conjunto con el dispositivo. Luego, se describirá los componentes electrónicos a utilizar en el sistema de control. Por último, se presentará la lógica de control a utilizar en el control.

5.1 Esquema general del sistema de control

En la Figura 5.1 se muestra un esquema general del sistema de control en conjunto con el dispositivo a desarrollar, en el cual se observa el sistema de control basado en el método Master-Slave, el cual se detalla en el apartado 5.3, las conexiones de los motores del dispositivo con el sistema de control y el sistema de alimentación de cada componente electrónico.

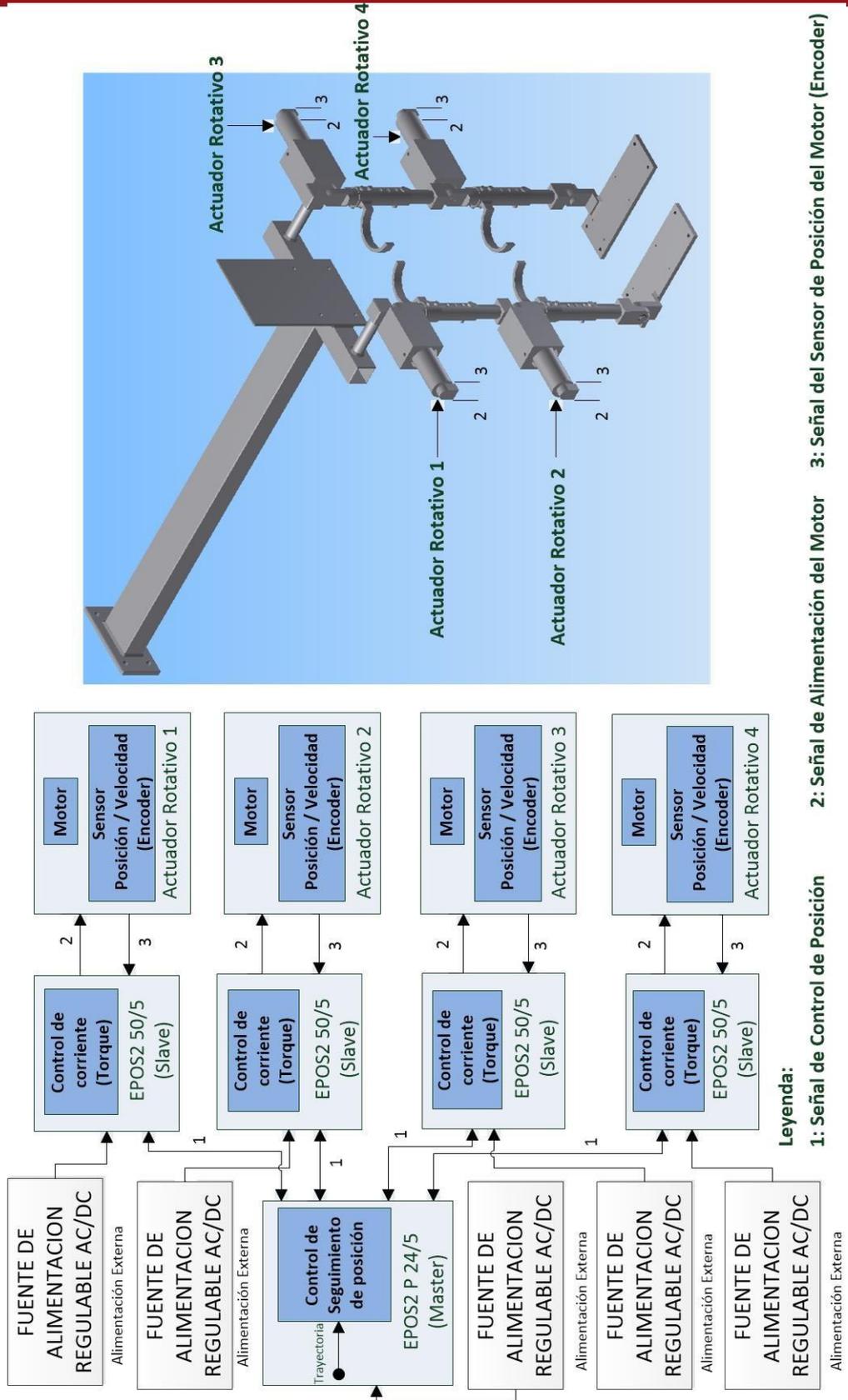


Figura 5.1: Esquema general de conexiones entre el sistema de control y el dispositivo⁵³

⁵³ Esquema general de conexiones entre el sistema de control y el dispositivo: Fuente Propia

5.2 Componentes electrónicos para el sistema de control

A continuación se describirá cada componente electrónico y mecánico, ya sea sensores, controladores o actuadores, involucrado en el sistema de control a desarrollar de manera preliminar presentado en el apartado anterior.

5.2.1 Maxon DC Motor RE Ø50 mm con Reductor Planetario GP Ø62mm

El actuador rotativo a emplear será el motor DC RE Ø50mm de la marca Maxon (Figura 5.2), el cual cuenta con un voltaje de entrada de 24V, una corriente nominal de 10.8A, un par nominal de 405 mNm y un peso de 1.1 kg. Además, se le acoplará un reductor planetario GP Ø62mm de la marca Maxon (Figura 5.3), el cual cuenta con una relación de reducción de 71:1, un par continuo de 50 Nm y un peso de 1.5 kg. El motor DC en conjunto con el reductor planetario cumple con los requerimientos establecidos en el apartado 3.5.



Figura 5.2: RE Ø50mm⁵⁴



Figura 5.2: GP Ø62mm⁵⁵

⁵⁴ RE Ø50mm: <http://www.maxonmotor.es/maxon/view/product/motor/dcmotor/re/re50/370354>

⁵⁵ GP Ø62mm: <http://www.maxonmotor.es/maxon/view/product/gear/planetary/gp62/110504>

5.2.2 Encoder HEDL 5540

El movimiento de los subsistemas del dispositivo es uno de los puntos más importantes a procesar, ya que se desea controlar los miembros inferiores y para ello se debe saber en qué punto se encuentra cada subsistema con respecto al punto deseado. Un movimiento angular se puede transformar en una señal mediante un encoder, el cual, actualmente, es la opción más usada.

Un encoder, como se muestra en la Figura 5.3, consiste en un disco graduado con un reticulado radial formado por líneas opacas, alternadas con espacios transparentes. Este conjunto es iluminado de modo perpendicular por una fuente de rayos infrarrojos. El disco proyecta de este modo su imagen sobre la superficie del foto receptor. El foto receptor tiene la tarea de detectar las variaciones de luz que se producen con el desplazamiento del disco convirtiéndolas en las correspondientes variaciones eléctricas.

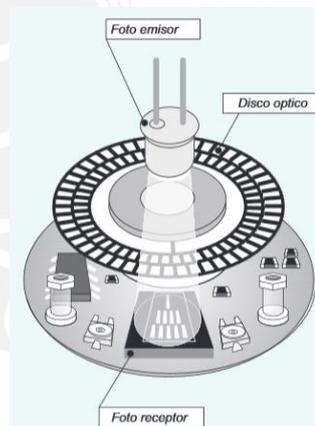


Figura 5.3: Esquema del encoder⁵⁶

En relación con el presente trabajo, se utilizará un encoder incremental (Figura 5.4), el cual proporciona dos formas de ondas cuadradas y desfasadas entre sí en 90°, los cuales, por lo general son “Canal A” y “Canal B”. Con la lectura de un solo canal se dispone de la información correspondiente a la velocidad de rotación, mientras que si se capta también la señal “B” es posible conocer el sentido de rotación en base a la

⁵⁶ Esquema del encoder: <http://facultad.bayamon.inter.edu/arincon/encoderincrementales.pdf>

secuencia de datos que producen ambas señales. Además, está disponible otra señal llamada “Canal Z” o “Canal I”, el cual proporciona la posición absoluta de cero del eje del encoder.

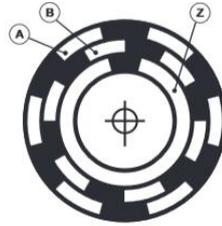


Figura 5.4: Disco óptico del encoder incremental⁵⁷

Por todo lo expuesto anteriormente, se optó por escoger el Encoder HEDL 5540 (Figura 5.5), el cual cuenta con 3 canales y 500 ppv (pulsos por vuelta) (Anexo 6).



Figura 5.5: Encoder HEDL 5540⁵⁸

En la Figura 5.6 se muestra el diagrama de conexión del conector RS 422 y en la Figura 5.7 el diagrama de los canales A, B e I.

Por último, cada actuador rotativo presente en el dispositivo contará con su respectivo Encoder HEDL 5540.

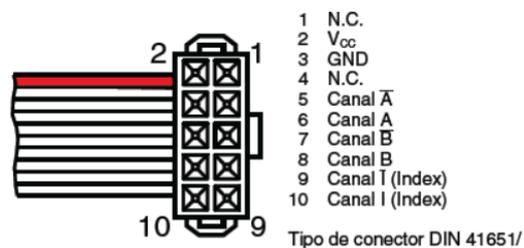


Figura 5.6: Diagrama de conexión del conector RS 422⁵⁹

⁵⁷ Disco óptico del encoder incremental: <http://facultad.bayamon.inter.edu/arincon/encoderincrementales.pdf>

⁵⁸ Encoder HEDL 5540:

<http://www.maxonmotor.es/maxon/view/category/control?target=filter&filterCategory=Positionierung&q=Epos>

⁵⁹ Diagrama de conexión del conector RS 422: Catálogo de Productos

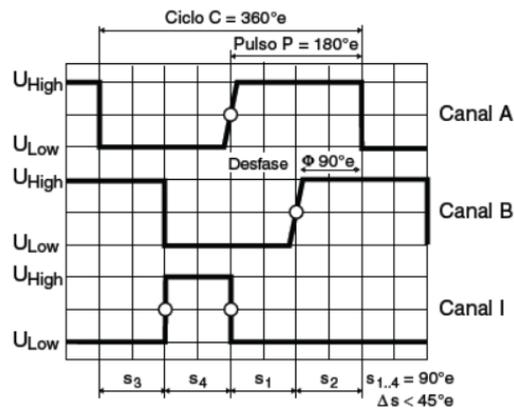


Figura 5.7: Canal A, Canal B y Canal I⁶⁰

5.2.3 EPOS2 P 24/5 (PROGRAMABLE)

El EPOS2 P, como se muestra en la Figura 5.8, es un controlador de posición de libre programación, con etapa de potencia integrada, basado en la versión Slave de EPOS2. Posee un sistema de funcionamiento autónomo con programas auto compilados. Esta versión autónoma del EPOS2, puede controlar sistemas de uno o varios ejes, sin necesidad de un sistema de control superior. A través del bus CAN todos los ejes pueden coordinarse simultáneamente.



Figura 5.8: EPOS2 P 24/5⁶¹

Asimismo, cuenta con modos de funcionamiento tales como:

- Perfil CANopen de Posición: Permite posicionar el eje del motor desde un punto A a un punto B. El posicionamiento puede ejecutarse con respecto al origen absoluto del eje o con respecto a la posición actual (relativo).

⁶⁰ Canal A, Canal B y Canal I: Catálogo de Productos

⁶¹ EPOS2 P 24/5:

<http://www.maxonmotor.es/maxon/view/category/control?target=filter&filterCategory=Positionierung&q=Epos>

- Perfil CANopen de Velocidad: Permite que el eje del motor siga una consigna de velocidad. Esta velocidad se mantiene hasta recibir una nueva consigna.
- Perfil CANopen Modo Home: Permite referenciar con respecto a una posición mecánica previamente establecida (Home).
- Modo Corriente: Se efectúa un control de par en el eje del motor, permitiendo, entre otras cosas mantener el par constante. La conmutación sinusoidal utilizada reduce al mínimo el rizo de par.

Por último, cuenta con una comunicación mediante una interface de programación (Windows) vía USB 2.0 o RS232 y una comunicación vía CANopen (Protocolo Maxon) con otros periféricos (Anexo 7).

5.2.4 EPOS2 50/5

El EPOS2 50/5, como muestra la Figura 5.9, es un controlador digital de posición construido de forma modular. Además, es la versión Slave de CAN Master (EPOS2 P).



Figura 5.9: EPOS2 50/5⁶²

Asimismo, cuenta con modos de funcionamiento tales como:

- Perfil CANopen de Posición: Permite posicionar el eje del motor desde un punto A a un punto B. El posicionamiento puede ejecutarse con respecto al origen absoluto del eje o con respecto a la posición actual (relativo).

⁶² EPOS2 50/5:

<http://www.maxonmotor.es/maxon/view/category/control?target=filter&filterCategory=Positionierung&q=Epos>

- Perfil CANopen de Velocidad: Permite que el eje del motor siga una consigna de velocidad. Esta velocidad se mantiene hasta recibir una nueva consigna.
- Perfil CANopen Modo Home: Permite referenciar con respecto a una posición mecánica previamente establecida (Home).
- Modo Corriente: Se efectúa un control de par en el eje del motor, permitiendo, entre otras cosas mantener el par constante. La conmutación sinusoidal utilizada reduce al mínimo el rizo de par.

En la Figura 5.10, se muestra un ejemplo de conexión del EPOS2 50/5 (Slave) con un motor y una PC (Master).

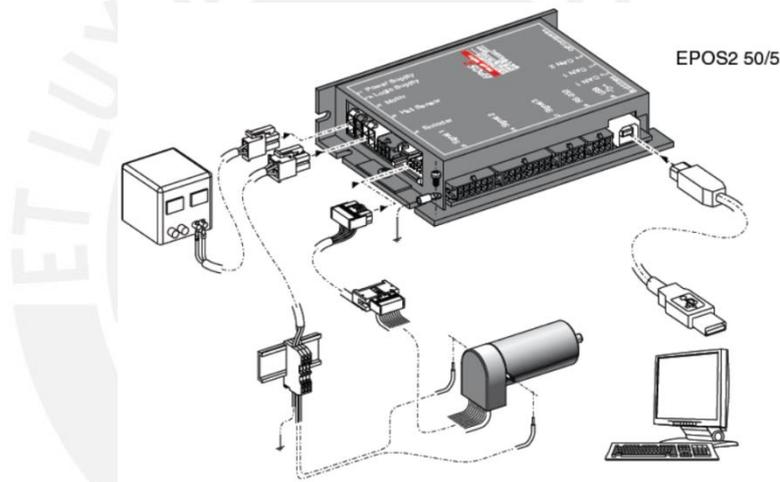


Figura 5.10: Ejemplo de conexión del EPOS2 50/5⁶³

Por último, cuenta con una comunicación vía CANopen (Protocolo Maxon) con otros periféricos (Anexo 7).

5.2.5 Fuente de Alimentación DC UNI-T / UTP3315TFL

En la alimentación de los componentes electrónicos se utilizará una fuente de alimentación DC de la marca UNI-T (Figura 5.11), el cual proporciona una salida de voltaje variable entre 0-30V así como una salida de corriente variable entre 0-5A (Anexo 7).

⁶³ Ejemplo de conexión del EPOS2 50/5: Catalogo del Producto



Figura 5.11: Fuente de Alimentación DC UNI-T / UTP3315TFL⁶⁴

5.3 Lógica de control

En la lógica de control se utilizará el método “Master-Slave” ya que es lo recomendado por el catálogo de productos de Maxon cuando se quiere controlar varios motores en simultáneo para lograr un movimiento dinámico. En la Figura 5.12 se muestra un ejemplo del método “Master-Slave” para un control de supervisión autónomo empleando el EPOS2 P (Master) y el EPOS2 (Slave).

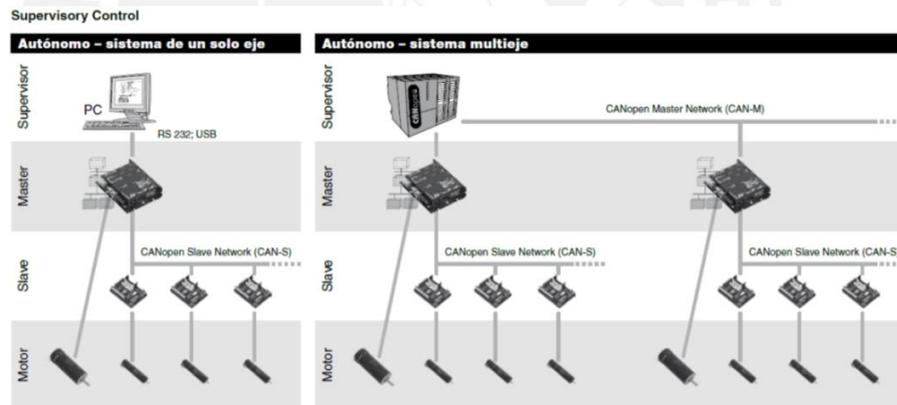


Figura 5.12: Control de supervisión autónomo⁶⁵

En relación con este trabajo, se optó por realizar un control de supervisión autónomo de un eje en donde el supervisor será una PC que se conectara mediante USB al EPOS2 P 24/5 (Master) para luego este conectarse mediante CANopen al EPOS2 50/5 (Slave) y finalmente conectarse a cada actuador rotativo y conectar el encoder de cada actuador rotativo a su respectivo Slave (EPOS2 50/5) lo cual hará la función

⁶⁴ Fuente de Alimentación DC UNI-T: http://www.uni-trend.com/en/product/UTP3000_Series/2014/1127/1018.html

⁶⁵ Control de supervisión autónomo: Catálogo del Producto

de feedback. En la Figura 5.13 se muestra el diagrama del método Master-Slave del sistema de control con el dispositivo.

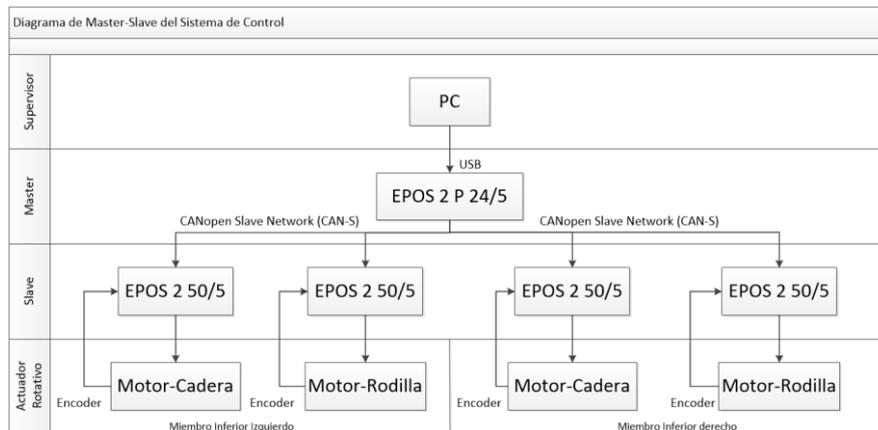


Figura 5.13: Diagrama de Master-Slave del sistema de control⁶⁶

Se escogió al EPOS2 P 24/5 como Master en el sistema de control debido a que, como se explicó en el apartado 5.2.3, posee la función de modo corriente, el cual nos ayudará a controlar la fuerza que ejercerá el actuador rotativo a cada subsistema del dispositivo. Además, también cuenta con la función CANopen de velocidad, la cual nos permite que el eje del motor siga una velocidad que se le es consignada por lo que se podrá variar las velocidades angulares de cada subsistema del dispositivo. Por ello, se podrá ejecutar un algoritmo de control multivariable. El EPOS2 50/5 será el Slave del sistema de control, el cual recibirá órdenes del Master para que lleve a cabo las funciones requeridas y realice acciones sobre los actuadores rotativos.

La estructura de control propuesta se divide en dos:

- Un lazo interno en donde se hará un control de corriente (torque), el cual se llevara a cabo mediante el EPOS2 50/5 (Slave) y cada actuador rotativo en forma independiente.
- Un lazo externo en donde se hará un control de seguimiento de trayectoria, el cual será realizado por el EPOS2 P 24/5 (Master) y ejecutará un algoritmo de control multivariable que emplee la información de posición y/o velocidad de los actuadores rotativos y envíe el torque deseado para el lazo interno. El

⁶⁶ Diagrama de Master-Slave del sistema de control: Fuente Propia

Encoder (sensor de posición) de cada actuador rotativo enviara información desde el Slave al Master mediante el bus CAN.

En la Figura 5.14 se muestra el esquema del sistema de control en donde se aprecia el lazo interno y externo, antes mencionados.

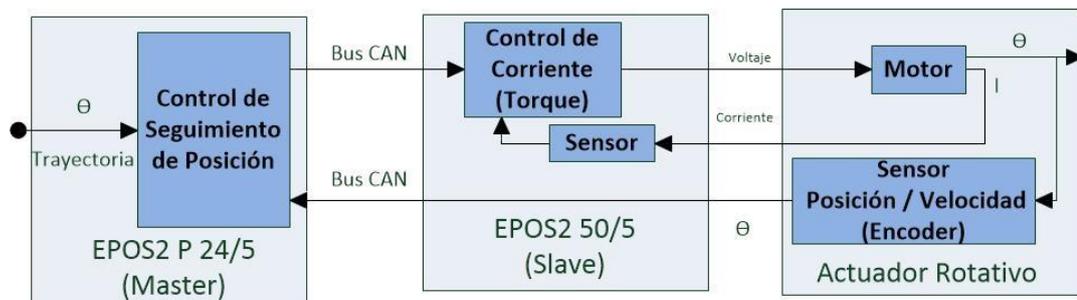


Figura 5.14: Esquema del sistema de control para cada actuador rotativo⁶⁷

El EPOS2 P 24/5 realizará la función de Master por lo que tendrá un control de seguimiento de posición. En la Figura 5.15 se muestra el esquema preliminar del control antes mencionado. Aparte de ello, el EPOS2 P 24/5 también cumple estas funciones, descritas en el apartado 5.2.3:

- Modo Home: Define el origen del sistema.
- Parada de Emergencia: Es un frenado el cual consiste en cortocircuitar las entradas del motor. Esto se llevara a cabo cuando exista un error en la comunicación CAN o el error en el seguimiento sea muy grande.

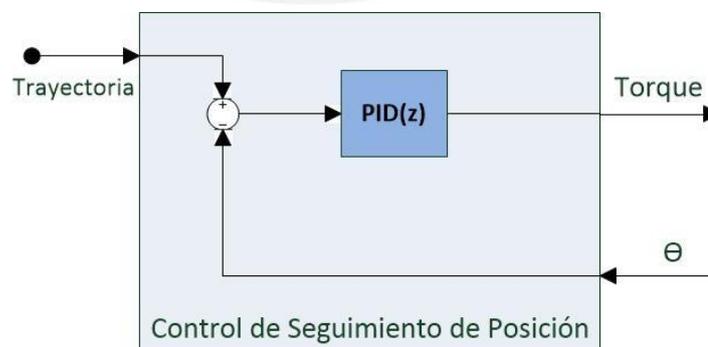


Figura 5.15: Esquema del control de seguimiento de posición⁶⁸

⁶⁷ Esquema del sistema de control para cada actuador rotativo: Fuente Propia

⁶⁸ Esquema del control de seguimiento de posición: Fuente Propia

Se optó por un control PID debido a que es un sistema de seguimiento de posición por lo que se necesita que el error sea mínimo o tienda a 0 y se establezca en el menor tiempo posible.

El EPOS2 50/5 realizará la función de Slave y tendrá un control de corriente (torque), el cual controlará la fuerza que se proporcione al actuador rotativo para así evitar lesiones al paciente. En la Figura 5.16 se muestra el esquema preliminar del control antes mencionado.

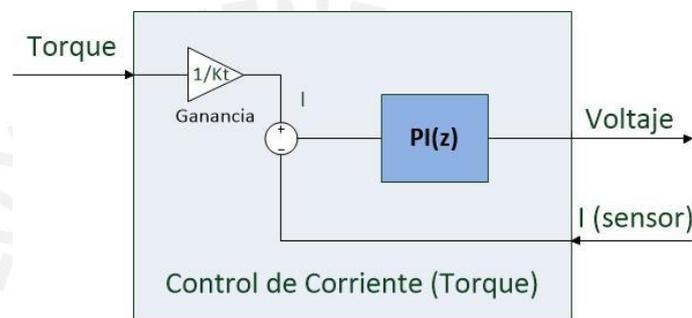


Figura 5.16: Esquema del control de corriente (torque)⁶⁹

Se optó por un control PI debido a que es un control de corriente (torque) por lo que se necesita que el error sea mínimo o tienda a 0 ya que se necesitará evitar lesiones en el paciente.

En la Figura 5.17 se muestra el diagrama de conexiones del sistema de control con el dispositivo en donde se emplean todos los componentes electrónicos mencionados en el apartado 5.2. Como se aprecia en la Figura 5.17, cada controlador cuenta con su propia fuente de alimentación AC/DC ya que así se garantizará la corriente que necesita cada uno de ellos.

⁶⁹ Esquema del control de corriente (torque): Fuente Propia

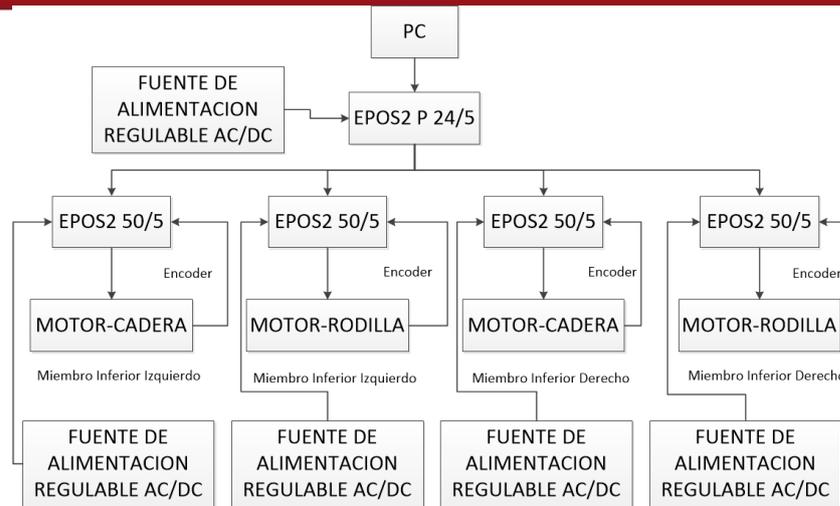


Figura 5.17: Diagrama de bloques del sistema electrónico⁷⁰

La supervisión se hará mediante una PC, en la cual tendrá el interfaz mediante el programa de Maxon Motor llamado EPOS Studio. Este programa posee editores (ST, IL, FBD, LD, SFC) que se pueden programar de acuerdo a la norma IEC 61131-3 y cuenta con librerías estándar IEC 61131-3, librería de bloques de función Maxon Utility, librerías de bloques de función CANopen con los cuales se podría intercambiar datos y las variables de red. Además, cuenta con la biblioteca Motion Control el cual proporciona bloques de funciones estandarizados de control de accionamiento, búsqueda de referencia, regulación de velocidad, posicionamiento absoluto y relativo, gestión de errores y gestión de parámetros.

En relación con el presente trabajo, se dejará para próximas investigaciones la programación en el entorno de EPOS Studio pero se recomienda utilizar la biblioteca Motion Control para la implementación de la estructura de control (lazo interno y lazo externo) debido a que, como se mencionó, presenta funciones estandarizadas para el control de accionamiento y el posicionamiento absoluto.

⁷⁰ Diagrama de conexiones de los componentes electrónicos: Fuente Propia

CAPÍTULO 6

ESTIMACIÓN DEL COSTO

En la estimación del costo del dispositivo se distribuye en dos categorías: costos directos y costos indirectos.

Los costos directos se distribuyen en dos: costos de diseño y fabricación. En la categoría de diseño se estipulan los costos de horas-hombre por la investigación del estado del arte, diseño conceptual, ingeniería, diseño mecánico y sistema de control; el cual se realizó en 1200 horas. La categoría de fabricación se subdivide en dos: costos del sistema de control y costos de servicios. En los costos del sistema de control, como se muestra en la Tabla 6.1, se estipula los precios de cada componente y su traslado hacia el país y en los costos de servicios, como se muestra en la Tabla 6.2 y 6.3, se estipula los costos del material, servicios de fabricación y ensamble del diseño mecánico.

En los costos indirectos se estipulan los costos de transporte de materiales, movilidad del personal e impresión de planos.

En la Figura 6.1 se muestra la estructura de los costos directos. Además, en la Tabla 6.4 se muestra la síntesis de la estimación del costo del dispositivo, el cual incluye los costos directos e indirectos y un 10% más del monto total para imprevistos debido a incrementos de precios a futuro de materiales, componentes, etc.

Tabla 6.1: Costo del sistema de control

COSTO DEL SISTEMA DE CONTROL: COMPONENTES					
Ítem	Cantidad	Descripción	Modelo/N° Artículo	Precio Unitario (S./.)	Precio Total (S./.)
1	4	RE 50 Ø50 mm, Escobillas de grafito	370354	1600.00	6400.00
2	4	Reductor planetario GP 62 A Ø62 mm	110504	1950.00	7800.00
3	4	Encoder HEDL 5540	110518	450.00	1800.00
4	4	EPOS2 50/5	347717	2000.00	8000.00
5	1	EPOS2 P 24/5	378308	2500.00	2500.00
6	5	Power Cable	275829	40.00	200.00
7	4	CAN-CAN cable	275926	80.00	320.00
8	1	USB Type A - B Cable	350392	60.00	60.00
9	4	Motor Cable	275851	90.00	360.00
10	5	Fuente de Alimentación	DC UNI-T/UTP3315TFL	650.00	3250.00
11	1	Shipping		250.00	250.00
				Subtotal	30940.00
				IGV (18%)	5569.20
				Total	36509.20

Tabla 6.2: Costo del diseño mecánico: Material

DISEÑO MECANICO: MATERIALES					
Ítem	Cantidad	Descripción	Material / Marca	Precio Unitario (S./.)	Precio Total (S./.)
1	2	Inferior	ASTM A36	7.00	45.50
2	4	Sujeción Humano	ASTM A36	7.00	9.52
3	4	Superior	ASTM A36	7.00	21.84
4	2	Inferior - Canilla Pantorrilla	ASTM A36	7.00	11.48
5	12	Tornillo - Arandela - Tuerca		5.00	60.00
6	6	Pin Seguridad	ASTM A36	7.00	0.05
7	2	Plataforma	ASTM A36	7.00	35.70
8	2	Pin	ASTM A36	7.00	0.90
9	1	Tronco	ASTM A36	7.00	151.20
10	6	Rodamiento - HK 1414 RS	SKF	20.00	120.00
				Subtotal	456.18
				IGV (18%)	82.11
				Total	538.29

Tabla 6.3: Costo del diseño mecánico: Fabricación

DISEÑO MECANICO: FABRICACION					
Ítem	Cantidad	Descripción	Material / Marca	Precio Unitario (S./.)	Precio Total (S./.)
1	2	Inferior	ASTM A36	91.00	182.00
2	4	Sujeción Humano	ASTM A36	17.14	68.54
3	4	Superior	ASTM A36	43.68	174.72
4	2	Inferior - Canilla Pantorrilla	ASTM A36	20.66	41.33
5	6	Pin Seguridad	ASTM A36	0.07	0.42
6	2	Plataforma	ASTM A36	71.40	142.80
7	2	Pin	ASTM A36	1.34	2.69
8	1	Tronco	ASTM A36	378.00	378.00
				Subtotal	990.50
				IGV (18%)	178.29
				Total	1168.79

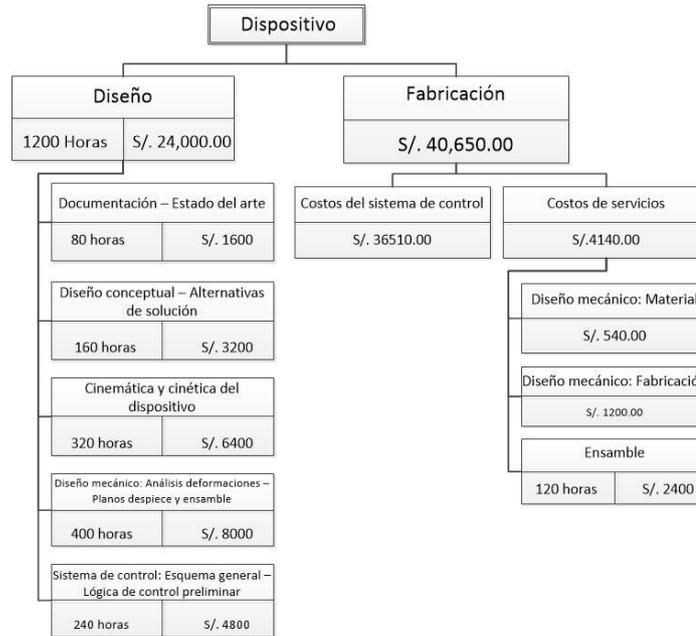


Figura 6.1: Estructura de los costos directos⁷¹

Tabla 6.4: Estimación del costo del dispositivo

ESTIMACIÓN DEL COSTO		S/. 71,940.00
1) COSTOS DIRECTOS		S/. 64,650.00
Diseño		S/. 24,000.00
Documentación - Estado del arte		S/. 1,600.00
Diseño conceptual - Alternativas de solución		S/. 3,200.00
Cinemática y cinética del dispositivo : Análisis del dispositivo		S/. 6,400.00
Diseño Mecánico: Análisis de deformaciones y planos de despiece y ensamble		S/. 8,000.00
Sistema de control: Esquema general y lógica de control preliminar		S/. 4,800.00
Fabricación		S/. 40,650.00
a) Costo de Servicios		S/. 4,140.00
Diseño Mecánico: Material		S/. 540.00
Diseño Mecánico: Servicios de fabricación		S/. 1,200.00
Ensamble del dispositivo		S/. 2,400.00
b) Sistema de control		S/. 36,510.00
Componentes		S/. 36,510.00
2) COSTOS INDIRECTOS		S/. 750.00
Transporte de materiales y movilidad		S/. 500.00
Impresión de planos		S/. 250.00
Subtotal		S/. 65,400.00
Imprevistos (10%)		S/. 6,540.00
Total		S/. 71,940.00

⁷¹ Estructura de los costos directos: Fuente Propia

OBSERVACIONES

1. En el análisis cinemático y cinético del mecanismo del dispositivo se define, en el presente trabajo, el tipo de material y la geometría de cada subsistema por lo que pueden ser modificados para estudios posteriores.
2. En el análisis cinemático y cinético del dispositivo durante la marcha humana se tomó en cuenta solo la fase de balanceo por lo que se deja para estudios posteriores la fase de estancia.
3. En las gráficas presentadas en el apartado 3.5, el resultado de la cinemática y cinética durante la fase de balanceo, se tomó como datos de entrada los expuestos en el Winter del Frame 69 al Frame 95, los cuales corresponden a la fase TOR (Toe Off Right Foot - Balanceo).
4. La elección de los actuadores rotativos se basó en los resultados de la cinemática y dinámica del dispositivo al 100% de la cinemática (velocidad nominal) pero en la rehabilitación se suele realizar al 50% o 60% de la cinemática por lo que, en el presente trabajo, se buscó cubrir todas las posibilidades.
5. En el análisis de deformaciones de las piezas del dispositivo no se considera el peso del paciente al cual se va a rehabilitar debido a que ese peso será soportado por la plataforma del simulador de marcha de la PUCP.
6. El análisis de deformaciones de las piezas del dispositivo se realizó a las piezas más importantes del mismo, las cuales son las uniones entre los subsistemas y las piezas que soportan las reacciones de las articulaciones del dispositivo por lo que, en estudios posteriores, se puede analizar cada pieza del dispositivo.
7. Como se mencionó anteriormente, el dispositivo se acoplará a la plataforma del simulador de marcha; por ello, para estudios posteriores, se deja la sincronización entre el sistema de control del dispositivo con el sistema de control de la plataforma del simulador de marcha para que haya así un funcionamiento simultaneo y se logre simular el movimiento de los miembros inferiores durante la marcha humana.

CONCLUSIONES

1. El diseño del dispositivo desarrollado en el presente trabajo cumple con el objetivo principal establecido en el trabajo de tesis, el cual es el desarrollo preliminar del diseño mecánico y del sistema del control de un dispositivo que simule los movimientos de los miembros inferiores durante la marcha humana. El dispositivo ha sido diseñado para acoplarse a la plataforma del simulador de marcha desarrollado en la Pontificia Universidad Católica del Perú e interactúa con el cuerpo humano durante la rehabilitación de los miembros inferiores. Cabe recalcar que es un diseño preliminar, con lo cual, es un primer acercamiento al diseño mecánico y al sistema de control del dispositivo.
2. El dispositivo desarrollado en el presente trabajo podrá ser utilizado en la rehabilitación de niños entre los 6 a 12 años con dificultades en la marcha ya que se tuvieron en cuenta las condiciones de ergonomía, seguridad y resistencia mecánica que se contemplan en los requerimientos del sistema.
3. El algoritmo desarrollado para la obtención de la cinemática y cinética, procesa la información existente en el libro publicado por Winter, pero posee la flexibilidad de cambiar los juegos de datos de entrada y esto será de mucha utilidad para estudios posteriores.
4. Se determinó que entre menor sea la velocidad de rehabilitación del paciente, menor será el torque necesario en las articulaciones de los subsistemas del dispositivo.
5. El costo del dispositivo resulta, en comparación, más económico que el costo que implica una rehabilitación física con los dispositivos robóticos comerciales que existen en la actualidad. (S/. 71,940.00 vs S/. 500,000.00 - Lokomat).
6. En el presente trabajo se desarrolló el diseño conceptual, el análisis cinemático y cinético, diseño mecánico y el sistema de control del dispositivo y se espera que sirva como base para estudios de dispositivos robóticos en la rehabilitación física en nuestro país.

BIBLIOGRAFÍA

- [COSSIO, 2012] COSSIO-BOLAÑOS, M., PABLOS, C. y ARRUDA, M. (2012), Valoración de la adiposidad corporal de escolares en Arequipa, Perú. Revista médica Peruana, salud pública.
- [COCHRAN, 1982] COCHRAN, G. (1982) A primer of orthopedic biomechanics. New York, Churchill Livingstone.
- [DURAN, 2010] DURAN, M. (2010), Anatomía y Biomecánica de la cadera.
- [FUENTES, 2010] FUENTES-SAENZ, A. (2010), Valoración clínica, por la imagen y biomecánica de 20 pacientes intervenidos de artrodesis de tobillo. Universidad Autónoma de Madrid.
- [HIDLER, 2008] HIDLER, J., LARRY, H., LICHY, A. y GROAH, S. (2008), Automating activity-based interventions: The role of robotics. J Rehab Res Develop.
- [INEI, 2013] INEI (2013), Nota de prensa. Instituto Nacional de Estadística e Informática.
- [INMAN, 1981] INMAN, VT., RALSTON, HJ., TODD, F. y LIEBERMAN, JC. (1981), Human Walking. Williams & Wilkins.
- [LÓPEZ, 2014] LÓPEZ, R., AGUILAR, H., SALAZAR, S., LOZANO, R. y TORRES, J. (2014), Modelado y Control de un Exoesqueleto para la Rehabilitación de Extremidad Inferior con Dos Grados de Libertad. Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial. Elsevier España, S.L.
- [PUJADA, 2010] PUJADA, E. (2010). Modelación y simulación dinámica de un mecanismo exoesquelético para personas con dificultades en la marcha.
- [SAI, 2007] SAI, K., SUNI, K. y SCHOLZ, J. (2007), Active Leg Exoskeleton (ALEX) for Gait Rehabilitation of Motor-Impaired Patients. IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics.

- [VAUGHAN, 1999] VAUGHAN, C. (1999), Dynamics of human gait. South Africa, Kiboho Publishers.
- [WINTER, 2006] WINTER, D. (2006) The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, 2da edition. University of Waterloo Press.
- [ZENGERLE, 2015] ZENGERLE, L. (2015) Design of the ankle part for a robotic exoskeleton device to rehabilitate human locomotion.

